



Rui Miguel dos Ramos Sequeira Comba

Licenciado em Ciências da Engenharia Mecânica

Influência da Biomecânica do Impacto no Projecto dos Interiores do Transporte Ferroviário

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Mecânica

Orientadora: Prof.^a Doutora Marta Isabel Pimenta Verdete da
Silva Carvalho, Professora Auxiliar,
Faculdade de Ciências e Tecnologia
Universidade Nova de Lisboa

Co-orientadora: Mestre Ana Patrícia Cardoso Martins, Investigadora
UNIDEMI, Faculdade de Ciências e Tecnologia
Universidade Nova de Lisboa

Júri

Presidente: Doutora Raquel Albuquerque Soares Brás de Almeida
Arguente: Doutor João Filipe de Almeida Milho
Vogal: Doutora Marta Isabel Pimenta Verdete da Silva Carvalho



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Setembro, 2018

Influência da Biomecânica do Impacto no Projecto dos Interiores do Transporte Ferroviário

Copyright © Rui Miguel dos Ramos Sequeira Comba, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

"Believe you can and you're halfway there"
- Theodore Roosevelt

Agradecimentos

Em primeiro lugar quero agradecer à professora Marta Carvalho, assim como à mestre Patrícia Martins por toda a disponibilidade demonstrada durante a realização desta dissertação.

Quero agradecer a todos os professores do Departamento de Engenharia Mecânica e Industrial da FCT-UNL, que contribuíram para a minha boa formação académica.

Quero agradecer também à minha família, especialmente à minha Mãe, ao meu Pai e à Mariana, e aos meus Avós pelo apoio incondicional que me deram durante os últimos 5 anos.

Por fim, agradeço aos meus amigos por todo o apoio e em particular ao José Figueira e ao Tiago Saraiva por todas as batalhas travadas durante este percurso. Deixo ainda uma palavra de apreço aos meus companheiros de casa Luís Bule e Tiago Reis, que foram a minha "família" durante este período.

Resumo

Este trabalho consiste no estudo do interior de uma carruagem ferroviária durante uma situação de impacto, de modo a analisar a possibilidade de efectuar pequenas alterações no projecto da carruagem de forma a melhorar a segurança dos passageiros. Contrariamente aos passageiros rodoviários que utilizam cinto de segurança e têm a sua cinemática guiada, a inexistência de um mecanismo de retenção e a distância entre o ocupante e a estrutura do interior da carruagem contra a qual ocorre a colisão, faz com que a cinemática do ocupante seja menos previsível. As simulações foram efectuadas com o *LS-DYNA*, tendo sido utilizado um modelo numérico em elementos finitos da carruagem previamente construído, que reproduz um interior de carruagem do tipo *inline seating layout*, e uma versão simplificada do modelo do ocupante, na qual foram efectuadas algumas alterações de forma a melhorar os resultados obtidos. Esta versão permite reduzir o tempo computacional, sendo essa redução essencial para a implementação de um algoritmo de optimização. Os resultados obtidos para os índices de lesão são comparados com os valores medidos no ensaio experimental que se pretende reproduzir.

Foi ainda introduzida uma almofada na zona onde a cabeça do ocupante embate, levando a uma redução do índice de lesão na cabeça, como seria de esperar, à custa da subida dos índices de lesão no pescoço. Por fim foi efectuado um processo de optimização de modo a obter o valor das variáveis de projecto que minimiza o índice de lesão na cabeça sem comprometer os índices de lesão no pescoço.

Palavras-chave: Biomecânica do Impacto · Segurança Passiva · Colisões Ferroviárias · Elementos Finitos · Optimização

Abstract

This work consists in studying the interior of the railway coach during a crash, aiming to analyse the possibility of introducing small changes in the interior's design to enhance the safety of the passengers. Contrary to road passengers that are belted and have their kinematics guided, the inexistence of a retention mechanism and the distance between the occupant and the structural part of the railway cabin interior, decrease the predictability of the kinematics of its occupants. The simulations were performed with *LS-DYNA* and a pre-build finite element model of the carriage was used, reproducing an inline seating layout, with a simplified version of the occupant's model, in which some alterations were made to improve the obtained results. This version allows reducing the computation time, which is essential for the implementation of an optimization algorithm. The results for the injury criteria are compared with the ones measured in the experimental test.

A pad was introduced in the area where the occupant's head hits the front seat, conducting to a reduction of the head injury criteria, as expected, at the cost of rising the neck injury criteria. Finally, an optimization process was performed to obtain the value of the design variables that minimize head injury criteria without compromising neck injury criteria values.

Keywords: Injury Biomechanics · Passive Safety · Railway Crashworthiness · Finite Elements · Optimization

Índice

Índice de Figuras	xv
Índice de Tabelas	xvii
1 Introdução	1
1.1 Motivação e Objectivos	2
2 Biomecânica do Impacto	5
2.1 Critérios de Lesão	5
2.1.1 Cabeça	6
2.1.2 Cervical	6
2.1.3 Tórax	7
2.1.4 Membros Inferiores	9
2.2 Limites para os Índices de Lesão	9
3 Modelo Numérico	11
3.1 Descrição do Cenário	11
3.1.1 Cenário Almofadado	11
3.2 Dispositivos de Teste Antropomórficos	14
3.2.1 <i>Hybrid III</i>	14
3.3 Perfil de Aceleração	15
3.4 <i>Hourglass</i>	15
4 Optimização	19
4.1 Construção do Meta-Modelo	19
4.1.1 <i>Design of Experiments</i>	20
4.1.1.1 <i>Central Composite Design</i>	20
4.1.2 Técnicas de Meta-Modelação	23
5 Resultados, Análise e Discussão	25
5.1 Resultados de Referência	25
5.1.1 Ensaio Experimental	25
5.2 Modelo Numérico em <i>LS-DYNA</i>	26

ÍNDICE

5.2.1	Simulação Inicial	26
5.2.1.1	Alterações Efectuadas	26
5.2.2	Resultados	28
5.2.3	Cenário Almofadado	30
5.2.4	Processo de Optimização	35
5.2.4.1	Optimização Não-linear Constrangida	35
5.2.4.2	Optimização Multi-objectivo com Algoritmo Genético . .	36
6	Conclusões e Trabalhos Futuros	39
	Bibliografia	41

Índice de Figuras

2.1	Probabilidade de fractura craniana em relação ao valor de HIC	6
2.2	Movimentos básicos da cabeça e do pescoço	7
2.3	Cargas possíveis no pescoço	7
2.4	Mecanismo de compressão-extensão	8
3.1	Cenário do ensaio experimental	11
3.2	Cenário do modelo numérico	12
3.3	Medidas principais da disposição dos assentos (em milímetros)	12
3.4	Cenário almofadado	13
3.5	Curva de extensão-tensão para a espuma da almofada	13
3.6	Modelos da família <i>Hybrid III</i>	14
3.7	Modelo numérico do ATD <i>Hybrid III</i>	15
3.8	Perfil de aceleração no cenário de referência	16
3.9	Quatro modos de <i>hourglass</i> para elementos sólidos	17
3.10	Modos de <i>hourglass</i> para elementos <i>shell</i>	17
4.1	Meta-modelação para uma resposta dependente de duas variáveis de projecto	19
4.2	<i>Design of experiments</i> para modelos com três variáveis	20
4.3	Localização das variáveis de projecto na estrutura do banco do comboio . . .	21
4.4	Representação gráfica de todos os pontos do <i>central composite design</i> para duas variáveis de projecto	22
5.1	Resultados análise inicial	27
5.2	Parte 11000256	28
5.3	Evolução da energia interna e da energia de <i>hourglass</i> da Parte 11000256 ao longo do tempo	29
5.4	Resultante da aceleração na cabeça	29
5.5	Posições do ATD durante a colisão	31
5.6	Índices de lesão no pescoço	32
5.7	Representação da extensão do pescoço durante a colisão	35

Índice de Tabelas

2.1	Valores críticos de intercepção	8
2.2	Limites para os índices de lesão	9
4.1	Coordenadas dos pontos de projecto	22
4.2	Relação entre as variáveis de projecto e as variáveis codificadas	23
5.1	Resultados do ensaio experimental	26
5.2	Resultados da simulação numérica em <i>LS-DYNA</i>	30
5.3	Resultados do HIC obtidos com os diferentes modelos	33
5.4	Resultados do momento flector no pescoço obtidos com os diferentes modelos	34
5.5	Resultados da força de corte no pescoço obtidos com os diferentes modelos	34
5.6	Pontos da Frente de Pareto e correspondentes índices de lesão	37
5.7	Comparação entre os valores obtidos com o modelo numérico e com a superfície de resposta	37

Capítulo 1

Introdução

O estudo de colisões teve origem no início do século 20 quando Hugh DeHaven, sobrevivente de um acidente de aviação e considerado o "pai da biomecânica do impacto", observou diversos acidentes com aviões e analisou os mecanismos de lesão no corpo humano, tendo publicado o primeiro trabalho nesta área [1]. Outros investigadores começaram a realizar estudos na área da biomecânica do impacto, como foi o caso de John Paul Stapp, pioneiro no estudo da tolerância do corpo humano ao impacto, submetendo-se a várias experiências de modo a avaliar as lesões no corpo humano quando submetido a diferentes valores de aceleração [2].

Os maiores desenvolvimentos na área levaram ao desenvolvimento de *airbags* e cintos de segurança que permitem controlar a cinemática do passageiro durante o impacto. Apenas no final do século 20 começaram a ser realizados os primeiros estudos sobre acidentes ferroviários, tendo sido desenvolvidos vários projectos de modo a implementar na indústria ferroviária os mais recentes conhecimentos a nível estrutural em situações de impacto e, posteriormente, introduzindo o conceito de biomecânica do impacto em ambiente ferroviário [3].

Numa situação de impacto ocorre uma colisão primária (entre o comboio e um obstáculo, como por exemplo outro comboio) e uma colisão secundária (entre o passageiro e banco à sua frente, por exemplo). Para estudar a primeira fase da colisão surgiu o projecto TRAINCOL [4] que resolveu o problema da absorção de energia por parte da estrutura do comboio, nomeadamente no início e no fim do comboio, propondo uma solução na qual a deformação estrutural do comboio acontecia progressivamente do exterior para o interior, preservando o interior da carruagem, onde se encontram os passageiros [5]. Posteriormente o projecto SAFETRAIN resolveu o problema de manter o alinhamento das carruagens durante o impacto [6].

Na colisão secundária ocorrem impactos entre os passageiros e o interior da carruagem. Embora os estudos prévios sobre acidentes rodoviários e de aviação tenham sido muito importantes, o facto de a carruagem poder ter diversas configurações distintas levou ao surgimento de novas abordagens sobre tema da biomecânica do impacto, uma vez que, por não existirem cintos de segurança, a cinemática do passageiro não é guiada durante

o impacto, ao contrario do que acontece nos carros ou nos aviões, pelo que o movimento inicial se mantém até à colisão com outros passageiros ou com uma parte da estrutura da carruagem [7]. O projecto SAFEINTERIORS [8] (cujos resultados experimentais serão utilizados neste trabalho para validar os resultados do modelo numérico) permitiu identificar os principais critérios de lesão e respectivos limites.

1.1 Motivação e Objectivos

De modo a verificar o comportamento dos passageiros na ocorrência de um acidente é necessário realizar simulações do impacto, utilizando dispositivos de teste antropomórficos (ATD). Os ATD, também denominados de *dummies*, replicam as dimensões, as articulações e a distribuição de massa de um corpo humano, e estão instrumentados com diversos sensores que possibilitam o registo de vários parâmetros, tais como acelerações, velocidades ou forças de impacto. Os dados recolhidos permitem a realização de um estudo da tolerância humana ao impacto. Este estudo é feito através da comparação dos resultados obtidos com os valores teóricos de aceleração ou força de impacto que o corpo humano consegue suportar antes de ocorrer uma lesão grave [9].

Para a realização do estudo da biomecânica do impacto é necessário construir o cenário que replica a configuração do interior (no caso da presente dissertação o *inline seating layout*, que é composto por duas filas de assentos, sendo o modelo do ocupante colocado na segunda fila no lugar junto à parede da carruagem), utilizando um ATD de modo a substituir o posicionamento de um passageiro no interior da carruagem. Contudo, estes testes têm um elevado custo associado em termos financeiros e de tempo despendido na calibração dos ATDs e posicionamento destes, bem como devido à danificação dos protótipos das estruturas interiores após o ensaio, pelo que existe a necessidade de recorrer a outras alternativas.

Com o avanço da tecnologia foi possível desenvolver modelos numéricos detalhados dos cenários experimentais. Ao comparar os resultados numéricos com os resultados experimentais é possível efectuar a validação desse modelo, sendo que após essa validação [10] é possível fazer algumas alterações que visam aumentar a segurança. Apesar de estes testes apresentarem um custo computacional elevado, o seu custo financeiro é significativamente menor, quando comparados com os testes experimentais.

Este trabalho surge com o objectivo de efectuar pequenas alterações no projecto do interior das carruagens de forma a melhorar a segurança dos passageiros. De modo a avaliar os efeitos causados pelas alterações é necessário obter os valores para os índices de lesão. As análises serão efectuadas através do *LS-DYNA*, que é um *software* de elementos finitos adequado para realizar análises dinâmica não-lineares, sendo que o modelo numérico do interior da carruagem que será utilizado foi construído e validado por Martins [11], que utilizou uma versão detalhada do ATD, com cerca de 450000 elementos finitos. As simulações com este modelo demoram aproximadamente 27 horas, pelo que outro objectivo definido será a utilização de uma versão simplificada do modelo do ocupante, que

apresenta um número de elementos significativamente inferior (cerca de 4000 elementos finitos) e, como tal, permite realizar as análises num período temporal inferior. Esta redução no tempo de simulação é fundamental para a implementação de um algoritmo de optimização. De modo a verificar a biofidelidade do modelo simplificado é necessário comparar os resultados obtidos com os valores medidos experimentalmente. Por último, após a colocação de uma almofada na zona contra a qual a cabeça do passageiro colide, será utilizada uma estratégia de *design of experiments* para obter a superfície de resposta dos índices de lesão, que são funções matemáticas que aproximam esses índices. As funções obtidas serão usadas num processo de optimização de forma a obter os valores das variáveis de projecto que minimizam a função objectivo, que neste caso é o índice de lesão na cabeça.

Capítulo 2

Biomecânica do Impacto

A biomecânica consiste na aplicação de princípios da mecânica em sistemas biológicos, sendo que a biomecânica do impacto é um ramo que estuda os efeitos do impacto nesses sistemas, sobretudo no corpo humano [9]. Os quatro alvos de estudo nesta área são:

- Identificar e explicar os mecanismos de lesão;
- Quantificar a resposta mecânica das várias partes do corpo ao impacto;
- Determinar os níveis de tolerância do corpo humano ao impacto;
- Estudar sistemas e técnicas para avaliar sistemas de prevenção de lesão.

Neste capítulo serão apresentados alguns dos critérios de lesão mais importantes para quantificar as lesões ocorridas durante os acidentes, assim como os valores dos respectivos limites para os índices de lesão.

2.1 Critérios de Lesão

Uma lesão no corpo humano resulta de uma deformação que excede o limite recuperável do sistema biológico [12].

Os critérios de lesão são uma ferramenta importante na avaliação da severidade de um acidente e na determinação do risco de ocorrência de lesões. Um critério de lesão relaciona a função de um parâmetro de físico (aceleração, força, etc.) com a probabilidade de lesão de uma certa região do corpo, seja essa lesão uma contusão ou uma fratura. Estes critérios são geralmente obtidos experimentalmente em combinação com evidências empíricas. Porém, dado que não existe a possibilidade realizar testes em seres humanos que coloquem em causa a sua integridade física, a formulação e validação destes critérios requer uma extensa extrapolação [9].

2.1.1 Cabeça

As lesões na cabeça causadas por acidentes são a maior causa de morte ou incapacitação apesar dos avanços consideráveis no conhecimento dos mecanismos de lesão na cabeça e da introdução de medidas que visam prevenir estas lesões (capacete, sistemas de retenção, etc.) contribuírem para a redução, quer do número de lesões quer da sua gravidade [12].

O critério mais utilizado para avaliar a probabilidade de ocorrência de lesões na cabeça é o HIC (*Head Injury Criterion*). Este critério é calculado pela fórmula

$$HIC = \max \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \quad (2.1)$$

onde t_1 e t_2 são, respetivamente, os instantes inicial e final, em segundos, do período de medição da aceleração, e $a(t)$ é a resultante da aceleração, medida em g, referente ao centro de gravidade da cabeça. Esta aceleração pode ser calculada recorrendo à seguinte equação,

$$a(t) = \sqrt{a_x(t)^2 + a_y(t)^2 + a_z(t)^2} \quad (2.2)$$

onde $a_x(t)$, $a_y(t)$ e $a_z(t)$ representam a aceleração segundo os eixos x , y e z , respetivamente.

Para o cálculo HIC existem dois intervalos de tempo ($t_1 - t_2$) de referência (15 ms e 36 ms) cujas notações são HIC_{15} e HIC_{36} , respetivamente. Apesar de não ser possível prever de forma precisa a ocorrência de fractura devido ao impacto, foram realizados alguns estudos que permitiram relacionar o valor de HIC com a probabilidade de ocorrer uma fractura, estando essa relação presente na figura 2.1.

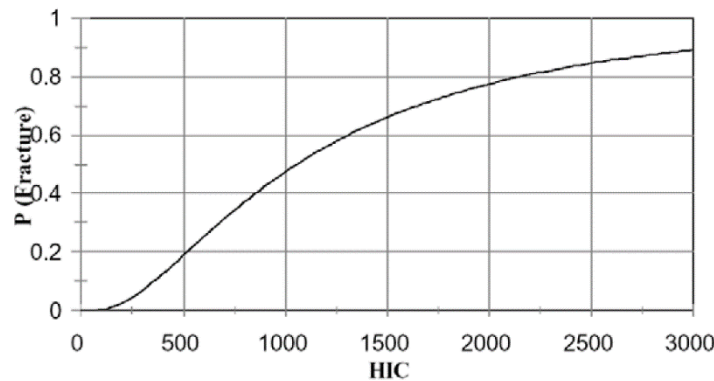


Figura 2.1: Probabilidade de fractura craniana em relação ao valor de HIC (adaptado de [13])

2.1.2 Cervical

A possibilidade de ocorrência lesões permanentes, como a paraplegia, está inerente a lesões na coluna, sendo a cervical o segmento da coluna onde a frequência de ocorrência

de lesões é maior [12]. O pescoço permite quatro movimentos básicos: flexão, extensão, flexão lateral e rotação (figura 2.2).

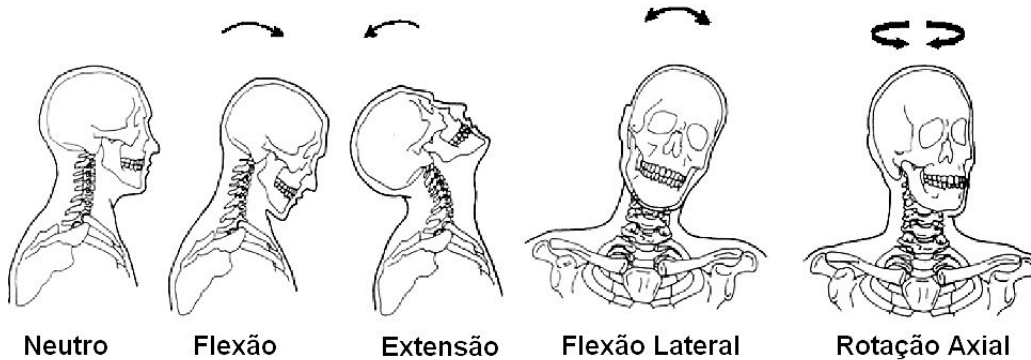


Figura 2.2: Movimentos básicos da cabeça e do pescoço (adaptado de [12])

As lesões na cervical são classificadas de acordo com o tipo de movimento do pescoço, sendo que estes movimentos originam vários tipos de cargas no pescoço (figura 2.3). No caso de choque frontal ocorrem predominantemente movimentos de extensão e de flexão.

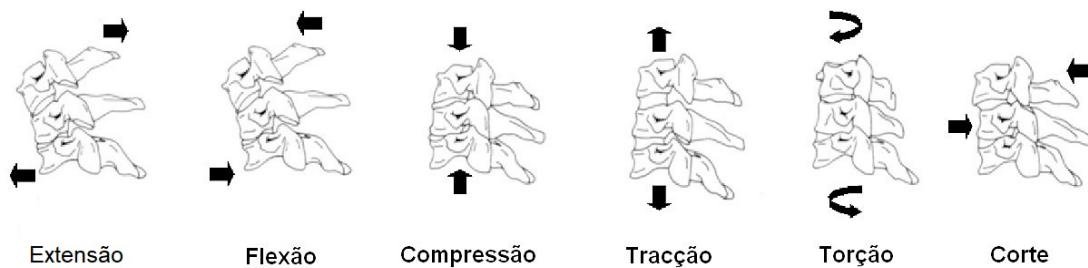


Figura 2.3: Cargas possíveis no pescoço (adaptado de [12])

Uma vez que nos transportes ferroviários não existem sistemas de retenção, o mecanismo de lesão mais comum será o de compressão-extensão (figura 2.4). A compressão da cervical resulta das forças de inércia do movimento do corpo na direção da cabeça [14].

O critério de lesão utilizado em situações de choque frontal combina os esforços axiais e os momentos flectores no pescoço pela seguinte expressão,

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{int}} + \frac{M_y}{M_{int}} \quad (2.3)$$

onde F_z corresponde à força axial e M_y representa o momento flector, sendo F_{int} e M_{int} são valores críticos de intercepção que foram definidos e validados para os vários modelos de ATD. A *National Highway Traffic Safety Administration* (NHTSA) sugeriu alguns valores para estes parâmetros (tabela 2.1).

2.1.3 Tórax

O impacto no tórax provoca uma desaceleração abrupta, o que pode causar três tipos de mecanismos de lesão distintos: compressão, forças viscosas e forças de inércia nos órgãos

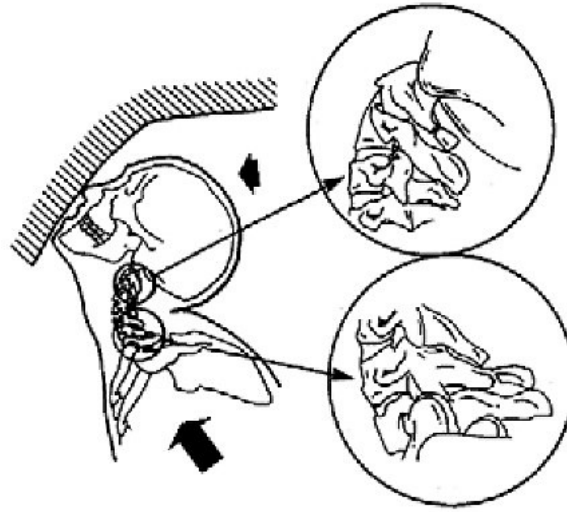


Figura 2.4: Mecanismo de compressão-extensão [14]

Tabela 2.1: Valores críticos de intercepção (adaptado de [12])

Modelo ATD	M_y [N.m]		F_z [N]	
	Flexão	Extensão	Compressão	Tracção
<i>Hybrid III percentil 50</i>	310	135	6160	6806
<i>Hybrid III percentil 5</i>	155	67	3880	4287
<i>Hybrid III 6 anos</i>	93	37	2800	2800
<i>Hybrid III 3 anos</i>	68	27	2120	2120

internos. Existe a possibilidade de combinação dos três fenómenos, podendo provocar lesões nos ossos ou nos tecidos moles. Fracturas nas costelas, lesões nos pulmões e no coração são algumas das lesões torácicas mais comuns [15]. Os dois critérios mais utilizados para avaliar as lesões torácicas são o *Thoracic Compression Criterion* (TCC) e o *Viscous Criterion* (VC). O TCC é determinado a partir do valor absoluto de compressão do tórax, expresso em milímetros, sendo esse valor definido pela quantidade de deformação dividida pela espessura do tórax. No entanto existem alguns testes que mostram que este critério não é o mais adequado para calcular a probabilidade de ocorrência de lesões em impactos a velocidade elevada. Assim é utilizado o VC que tem em consideração que as lesões dos tecidos moles dependem do tempo e da taxa de compressão [15]. Este critério é calculado ao relacionar o valor de compressão instantânea com a velocidade de deformação através da expressão

$$VC = V(t) \cdot C(t) = \frac{d[D(t)]}{dt} \cdot \frac{D(t)}{b} \quad (2.4)$$

onde $V(t)$ é a velocidade de deformação, em metros por segundo, obtida pela diferenciação da deformação $D(t)$ e $C(t)$ é uma função para a compressão instantânea que é definida pelo quociente entre a deformação $D(t)$ e a espessura inicial do tórax b .

2.1.4 Membros Inferiores

Um dos critérios utilizados para determinar a probabilidade de ocorrer uma lesão no fémur é o *Femur Force Criterion* (FFC) que avalia a intensidade da força de compressão no osso, em *kN*, assim como a duração de aplicação da força, em milissegundos. O FFC é determinado pela força de compressão que é transmitida axialmente em cada fémur [10]. No caso da tíbia é utilizado o *Tibia Index* (TI) que é calculado de acordo com a seguinte equação,

$$TI = \frac{M}{M_{crit}} + \frac{F}{F_{crit}} \quad (2.5)$$

onde M é o momento flector, F é a força de compressão, e M_{crit} e F_{crit} representam valores críticos de momento flector e de força de compressão, respectivamente, e os valores críticos utilizados são $M_{crit} = 240 \text{ N.m}$ e $F_{crit} = 12 \text{ kN}$, para o modelo ATD masculino percentil 50 do *Hybrid III* [12].

2.2 Limites para os Índices de Lesão

As escalas que classificam o tipo de lesão são baseadas em diagnósticos médicos e foram desenvolvidas para lesões ocorridas em acidentes. No caso do transporte ferroviário, os valores obtidos para os índices de lesão são divididos em três categorias. Um ferimento ligeiro pode no limite requerer algum tipo de tratamento hospitalar. Um ferimento grave pode implicar consequências a longo prazo. Por fim, um ferimento crítico envolve um risco de morte [9].

De modo a determinar a categoria da lesão é necessário conhecer os limites para os índices de lesão. Na tabela 2.2 é possível observar esses limites.

Tabela 2.2: Limites para os índices de lesão (adaptado de [3])

Região do Corpo	Critérios de Lesão	Limites para o Índice de Lesão		
		Ligeiro	Grave	Crítico
Cabeça	Aceleração Resultante (3 ms)	785	–	2158
	[m/s ²]			
	HIC ₁₅	150	500	1000
Pescoço	Força Axial [N]	2770	–	4170
	Força de Corte [N]	1900	–	3100
	Momento Flector [N.m]	47	57	135
	N _{ij}	–	0.5	1.0
Tórax	TCC [mm]	42	53	75
	VC	0.4	0.5	1.0
Membros Inferiores	Deslocamento da Articulação do Joelho [mm]	–	16	–
	Carga Uniaxial no Fémur [N]	4000	7600	10000
	TI	1.0	1.3	–
	Carga Axial na Tíbia [N]	4000	8000	–

Capítulo 3

Modelo Numérico

3.1 Descrição do Cenário

O modelo numérico utilizado está de acordo com o cenário experimental do *inline seating layout*, representado na figura 3.1, cujos resultados serão utilizados para validação. Este cenário, visível na figura 3.2, é composto por duas filas de assentos, cada uma com dois assentos e o modelo numérico do ATD é colocado na segunda fila no lugar junto à parede da carruagem, de modo a replicar o seu posicionamento no cenário experimental.

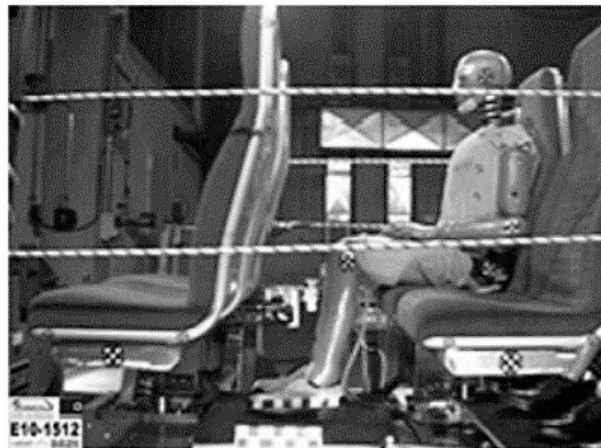


Figura 3.1: Cenário do ensaio experimental [8]

Os assentos, que estão montados numa viga em consola fixa à parede lateral da carruagem e ao chão, encontram-se a uma distância de 508 mm (figura 3.3a). As duas filas distam entre si 950 mm (figura 3.3b).

3.1.1 Cenário Almofadado

No cenário sem almofada a cabeça do ocupante atinge o tubo metálico do banco à sua frente. Assim foi introduzida no cenário uma almofada no local onde o ATD embate com a cabeça, de modo a tentar reduzir o valor do HIC_{15} , sem que ocorra um aumento

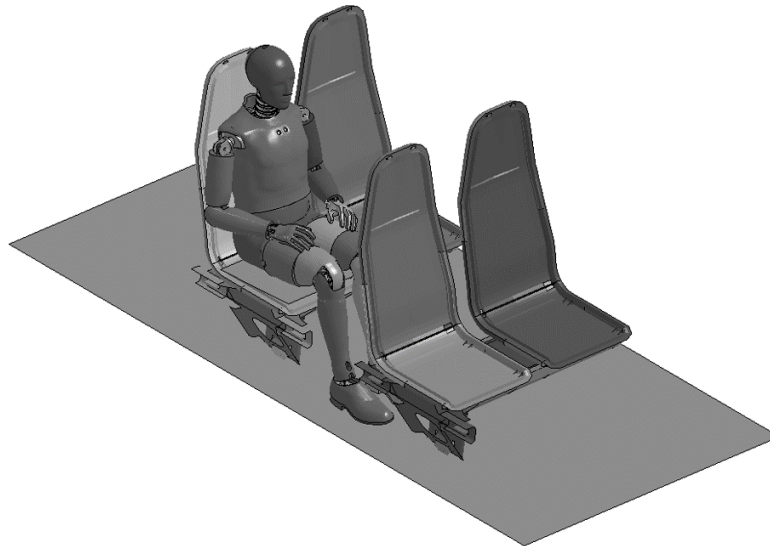
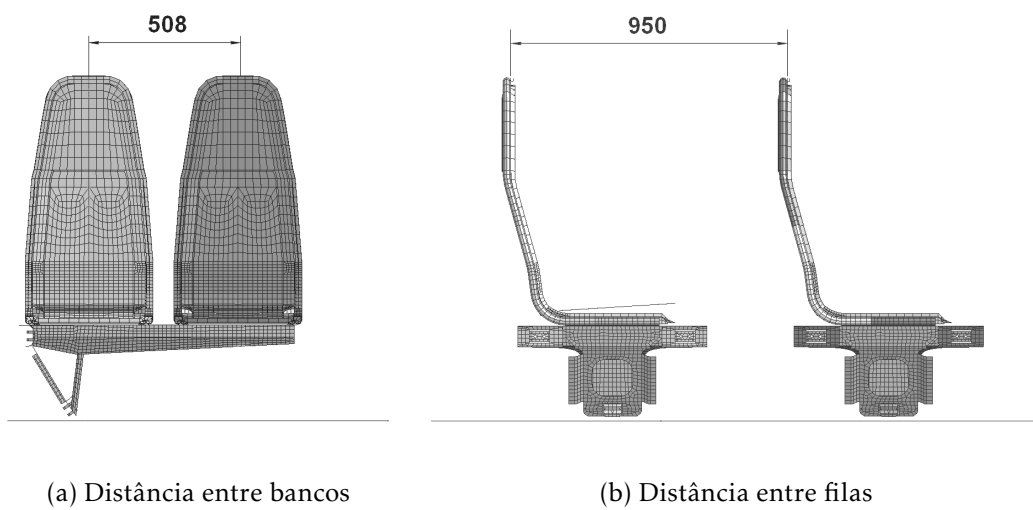


Figura 3.2: Cenário do modelo numérico



(a) Distância entre bancos

(b) Distância entre filas

Figura 3.3: Medidas principais da disposição dos assentos (em milímetros) [11]

significativo no custo de fabrico do banco. A espuma da almofada permite controlar a absorção de energia durante a colisão, reduzindo assim o índice de lesão na cabeça. Na figura 3.4 é possível observar a almofada e o local do banco onde esta foi inserida de modo a prevenir o contacto entre a cabeça e o tubo do banco. Como será explicado posteriormente, a espessura da almofada será uma variável de projecto no processo de optimização multi-objectivo com duas variáveis de projecto.

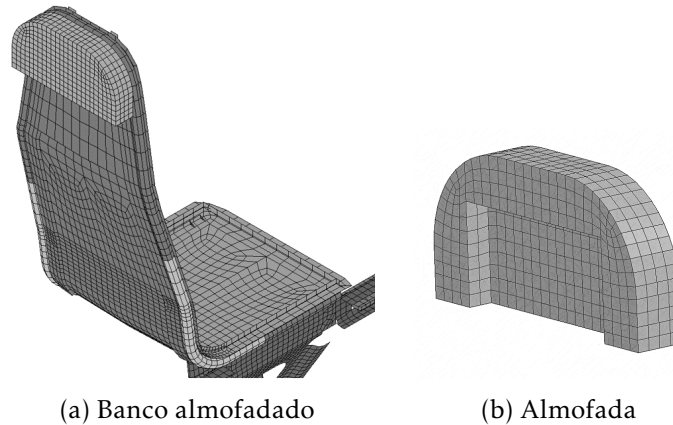


Figura 3.4: Cenário almofadado

As características da espuma são definidas pela curva tensão-extensão, presente na figura 3.5, de acordo com o trabalho desenvolvido por Kleiven [16]. A espuma apresenta uma densidade de 45 kg/m^3 e uma tensão de 230 kPa a 50% da compressão, de acordo com [17].

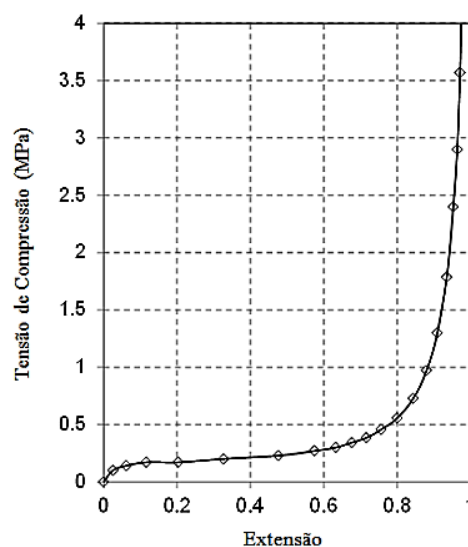


Figura 3.5: Curva de extensão-tensão para a espuma da almofada [17]

3.2 Dispositivos de Teste Antropomórficos

3.2.1 *Hybrid III*

Os modelos de ATD da família *Hybrid III* são os mais utilizados em situações de impacto frontal devido a apresentarem uma excelente capacidade de medição e biofidelidade [9]. Dentro da família *Hybrid III* é possível encontrar os modelos de adultos percentil 5 feminino, percentil 50 masculino e percentil 95 masculino, assim como de crianças com 6, 12 e 18 meses e com 3, 6 e 10 anos, representados na figura 3.6.

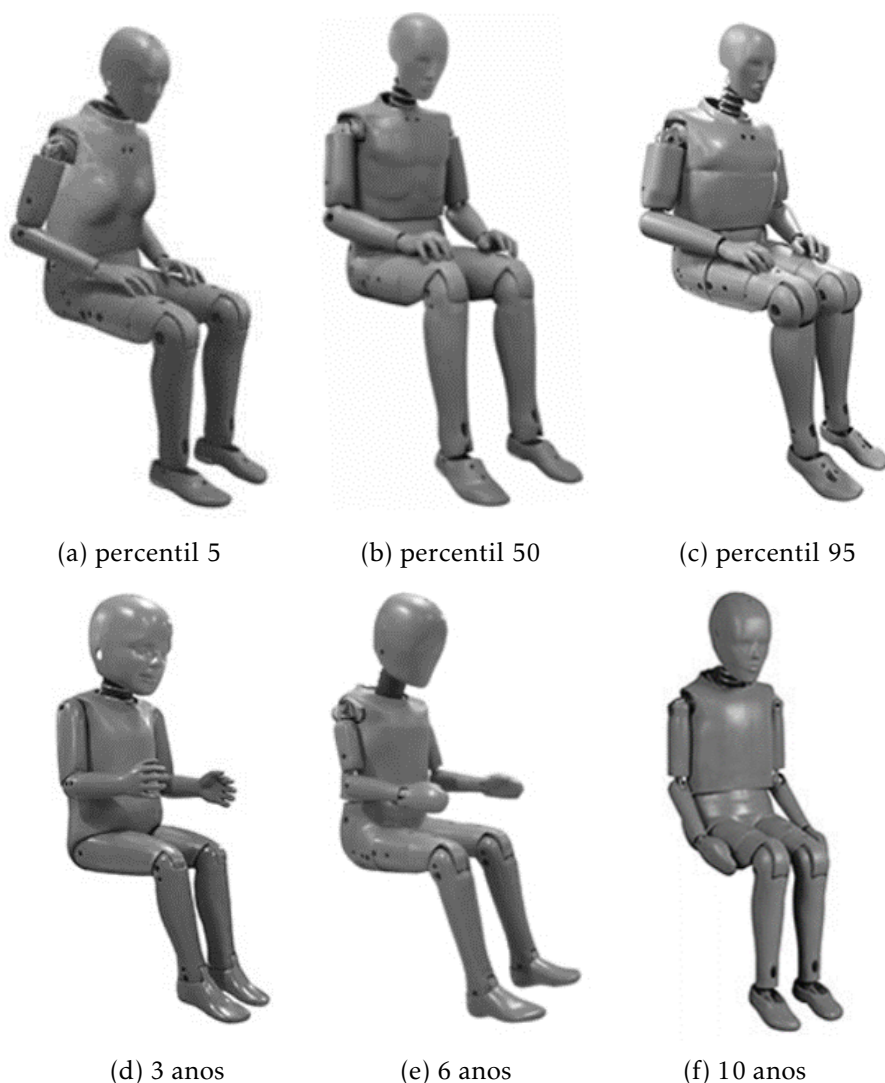
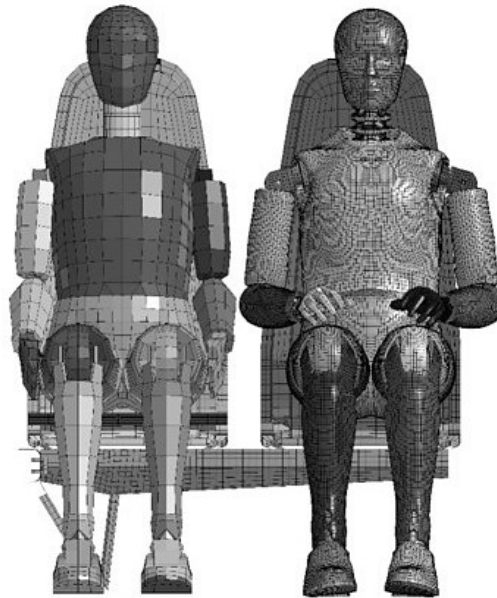


Figura 3.6: Modelos da família *Hybrid III* (adaptado de [18])

Neste estudo será utilizado um modelo numérico do ATD *Hybrid III* 50th *percentil male* que representa a fisionomia de um adulto médio do género masculino definida de acordo com a população dos Estados Unidos da América [9]. Na figura 3.7 é possível observar as versões simplificada e detalhada do modelo, desenvolvidas no *software LS-DYNA* pela *Livermore Software Technology Corporation* (LSTC). A principal diferença entre

as duas versões é densidade da malha, sendo que a versão detalhada do modelo apresenta aproximadamente 450000 elementos finitos e versão simplificada tem um número de elementos significativamente inferior, com apenas cerca de 4000 elementos finitos, pelo que tem um menor custo computacional.



(a) Versão simplificada (b) Versão detalhada

Figura 3.7: Modelo numérico do ATD *Hybrid III*

3.3 Perfil de Aceleração

Para simular numericamente a colisão é necessário definir um perfil de aceleração semelhante ao do ensaio experimental. O perfil de aceleração é escolhido tendo em consideração dados referentes aos acidentes ferroviários mais relevantes, de modo a que a simulação seja semelhante à realidade. Este perfil, também conhecido como *Crash Pulse*, caracteriza a cinemática do comboio durante a colisão. A aceleração deve ser mantida no intervalo entre os 5g e os 6g, sendo que o cenário de referência considera 5.5g, estando o perfil de aceleração representado na figura 3.8 [3].

3.4 Hourglass

De modo a reduzir o tempo de análise é possível utilizar elementos finitos com integração reduzida que requerem menores recursos computacionais. Porém, na ocorrência de grandes deformações, os elementos *shell* de 4 nós e os elementos sólidos (excepto tetraédricos) com apenas um ponto de integração, como não há uma correcta integração numérica no termo que define matriz de rigidez, poderão existir deformações no elemento sem energia de deformação associada (chamados de modos de energia zero), pelo que o elemento irá

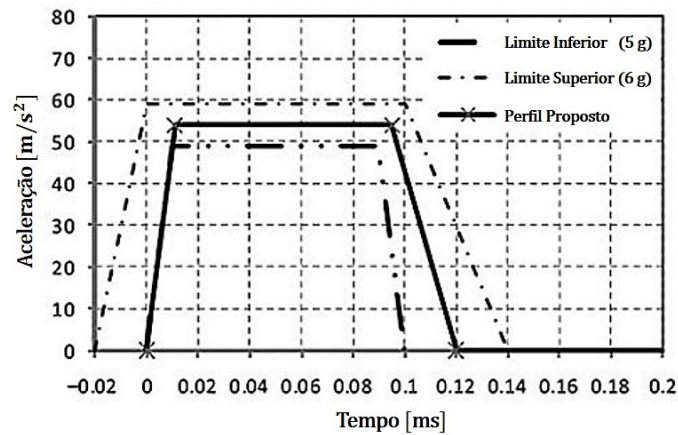


Figura 3.8: Perfil de aceleração no cenário de referência (adaptado de [3])

apresentar uma excessiva flexibilidade e torna-se incapaz de resistir à deformação. Em malhas menos refinadas, pode ocorrer uma propagação do modo de energia zero pela malha originando resultados inválidos e, por vezes, elementos de volume negativo [19]. Existem 12 modos de *hourglass* para elementos sólidos, estando alguns desses modos representados na figura 3.9, e 5 modos para elementos *shell*, estando a deformação em elementos *shell* representada na 3.10 [20].

Para evitar o aparecimento destes modos, são utilizadas técnicas para controlar as energias associadas a estes modos de deformação (*hourglass control*), que impõem ao sistema uma pequena rigidez elástica fictícia ou um amortecimento viscoso artificial. Contudo ao utilizar um controlo de *hourglass* é necessário verificar se a energia associada ao controlo apresenta um valor reduzido, de forma a não afectar os resultados da análise [19].

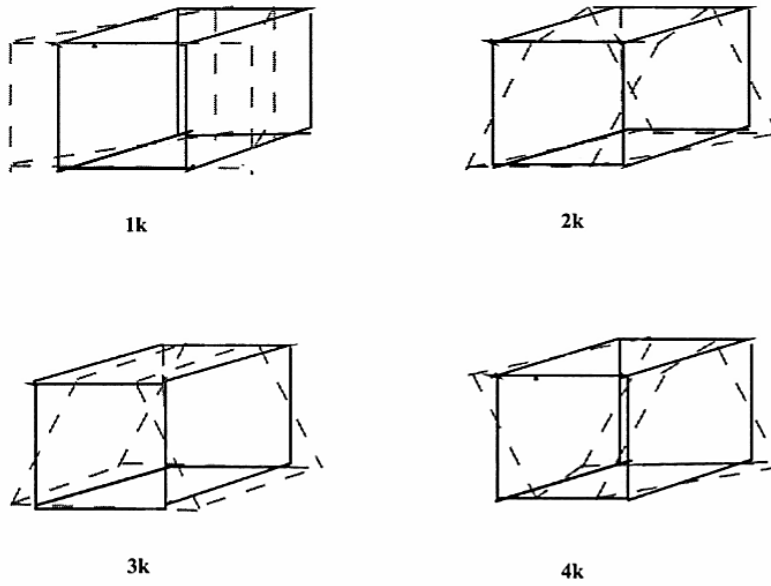


Figura 3.9: Quatro modos de *hourglass* para elementos sólidos [11]

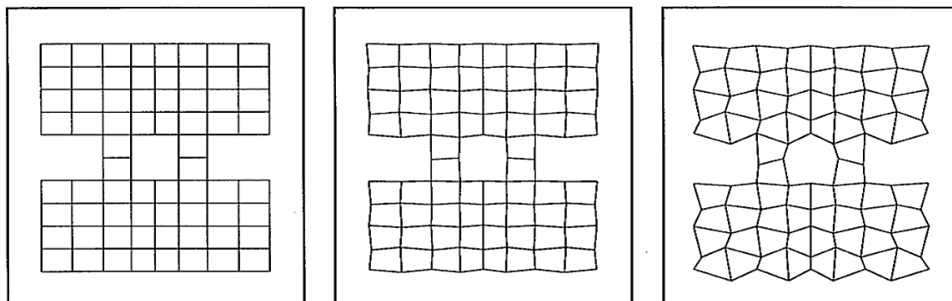


Figura 3.10: Modos de *hourglass* para elementos *shell*

Capítulo 4

Optimização

4.1 Construção do Meta-Modelo

Os meta-modelos são utilizados para criar uma função aproximada do espaço de projecto do modelo real, a partir da resposta recolhida experimentalmente, de modo a compreender o seu comportamento. Na figura 4.1 está representado o processo de meta-modelação para uma resposta dependente de duas variáveis de projecto. Com a informação recolhida no ensaio experimental é possível construir um modelo permite obter uma resposta para as variáveis que se relacionam com o modelo real. Os pontos necessários para construir o meta-modelo são definidos recorrendo a uma estratégia denominada de *Design of Experiments* (DOE) [21].

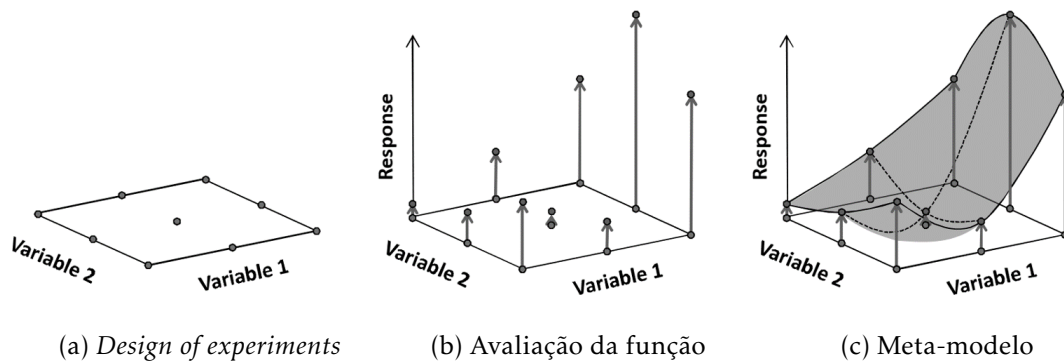


Figura 4.1: Meta-modelação para uma resposta dependente de duas variáveis de projecto (adaptado de [21])

Após garantir a existência de um modelo detalhado estável, isto é, um modelo que capaz de executar sem erros qualquer simulação quando o valor das variáveis de projecto varia dentro do intervalo de valores admissível, o primeiro passo é definir matematicamente o problema de optimização, ou seja definir a função objectivo, as variáveis de projecto e o intervalo em que essas variáveis podem variar, designado de espaço de projecto. Como será explicado posteriormente, o número de simulações necessárias para

construir o meta-modelo depende do número de variáveis de projecto, pelo que o passo seguinte será definir essas variáveis. De seguida é necessário escolher um DOE adequado, executar as simulações necessárias e obter os resultados pretendidos.

4.1.1 Design of Experiments

Para construir um meta-modelo, é necessário definir as variáveis de projecto para obter a resposta desejada. O DOE permite definir a posição do espaço de projecto onde se encontram os pontos que devem ser analisados, de modo a garantir a máxima informação possível a partir de um número limitado de amostras.

Existem diversas formas de DOE, sendo que o número de níveis (número de valores diferentes que a variável pode assumir de acordo com a sua discretização) varia consoante o tipo de DOE escolhido, pelo que um DOE com mais níveis necessita de um número superior de análises. Geralmente todas as variáveis apresentam o mesmo número de níveis. Algumas das formas de DOE são: *full factorial design* (4.2a), *fractional factorial design*, *central composite design* (4.2b), *Box-Behnken design* (4.2c), *Plackett-Burman design*, *randomized complete block design*, *Koshal design* (4.2d), *random design*, *latin square design* e *latin hypercube design*. Na figura 4.2 estão representados quatro exemplos de DOE com três variáveis e é possível observar o respectivo número de níveis [21].

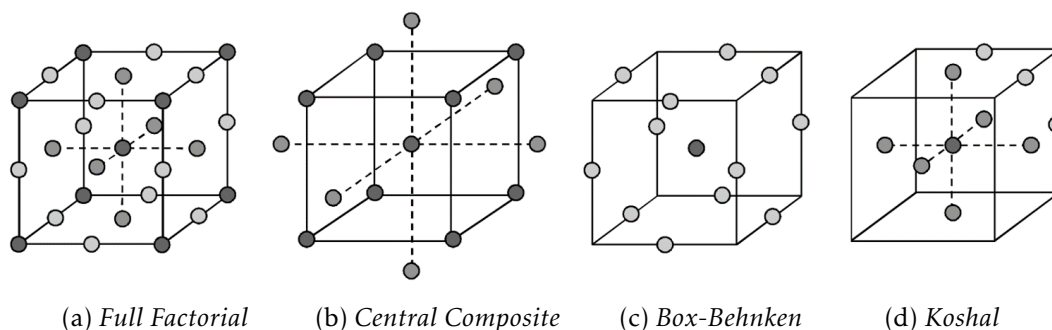


Figura 4.2: Design of experiments para modelos com três variáveis (adaptado de [21])

4.1.1.1 Central Composite Design

O tipo de DOE escolhido para criar o meta-modelo foi o *central composite design*, que é uma alternativa mais económica do que o *full factorial design*, ou seja, necessita de um número inferior de amostras (simulações numéricas). A partir da resposta é possível obter a superfície de segunda ordem que aproxima o modelo original. As alterações que visam melhorar o interior da carruagem são efectuadas em características estruturais dos bancos, evitando assim que seja necessário realizar novos projectos desses bancos, o que teria um elevado custo associado, pelo que a espessura da estrutura tubular, a espessura do encosto ou a espessura da almofada são algumas das potenciais variáveis de projecto. Proceder a uma análise de sensibilidades, que consiste em verificar o efeito no sistema

após a alteração de um certo parâmetro, é a forma de se escolher as variáveis. Assim as variáveis (identificadas na figura 4.3) e o espaço de projecto, necessários para executar o DOE, são:

- A espessura do encosto do banco t_1 , estando a variação limitada a $\pm 10\%$ do valor nominal t_1^0 de 0.9 mm;
- A espessura da almofada t_2 , estando a variação limitada a $\pm 25\%$ do valor nominal t_2^0 de 50 mm.

Após analisar o trabalhos desenvolvidos anteriormente por Carvalho et al. [22], optou-se por manter a espessura do encosto do banco como uma das variáveis. Tendo em conta que a introdução da almofada no banco representa uma alteração ao cenário, a espessura da almofada foi definida como a segunda variável de projecto, de modo a tentar compreender os seus efeitos na redução do índice de lesão na cabeça (HIC_{15}), quando comparado com projectos anteriores.

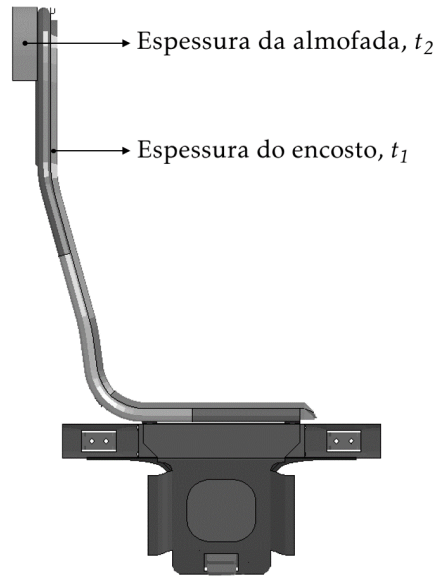


Figura 4.3: Localização das variáveis de projecto na estrutura do banco do comboio

A superfície de segunda ordem, para um problema com k variáveis de projecto, é obtida após a realização de n simulações numéricas, sendo que no *central composite design* o número de amostras n necessárias é dado pela equação 4.1.

$$n = 1 + 2k + 2^k \quad (4.1)$$

Como no caso em estudo existem 2 variáveis de projecto, será necessário realizar 9 simulações numéricas de modo a obter a superfície quadrática de resposta. Na figura 4.4 é possível observar a localização espacial dos todos os pontos, sendo que os pontos que

se encontram representados acima das faces do quadrado distam da origem α , sendo este incremento denominado de *rotability* e obtido a partir da expressão 4.2.

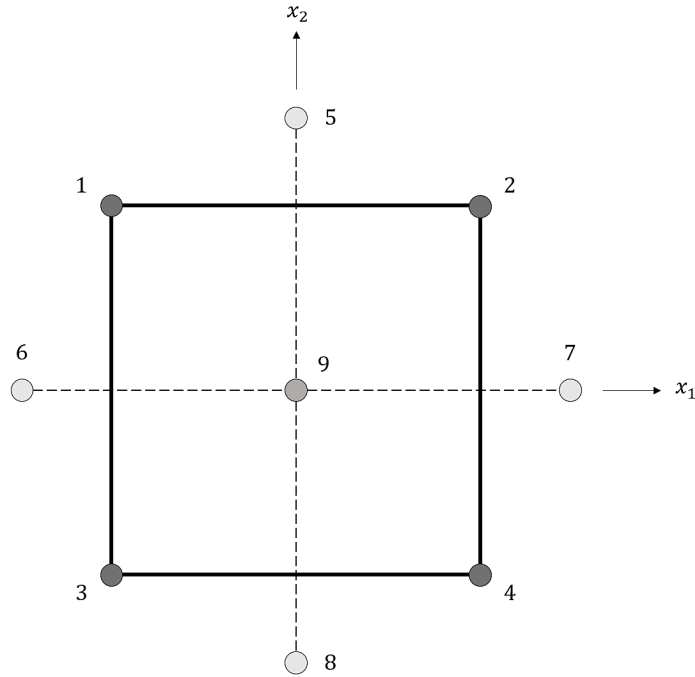


Figura 4.4: Representação gráfica de todos os pontos do *central composite design* para duas variáveis de projecto

$$\alpha = (2k)^{1/4} \quad (4.2)$$

Na tabela 4.1 estão identificadas as coordenadas dos pontos de projecto representados na figura 4.4, sendo que pela expressão 4.2 obtém-se $\alpha = 1.414$.

Tabela 4.1: Coordenadas dos pontos de projecto

Pontos	Variáveis Codificadas	
	x_1	x_2
1	-1	1
2	1	1
3	-1	-1
4	1	-1
5	0	α
6	$-\alpha$	0
7	α	0
8	0	$-\alpha$
9	0	0

Posteriormente é necessário codificar as variáveis originais, tornando-as adimensionais e definidas por x_i , $i=1, \dots, k$, recorrendo à expressão 4.3, estando a relação entre as variáveis de projecto e as variáveis codificadas representada na tabela 4.2:

$$x_i = \frac{t_i - t_i^0}{s_i}, \quad i = 1, \dots, k \quad (4.3)$$

onde o declive s é obtido pela expressão 4.4,

$$s_i = \frac{t_i^{max} - t_i^0}{x_i^{max}}, \quad i = 1, \dots, k \quad (4.4)$$

sendo t_i^{max} o valor máximo da variável de projecto e x_i^{max} o valor máximo da variável codificada.

Tabela 4.2: Relação entre as variáveis de projecto e as variáveis codificadas

x_i	$-\alpha$	-1	0	1	α
t_1 [mm]	0.810	0.836	0.900	0.964	0.990
t_2 [mm]	37.50	41.16	50.00	58.84	62.50

4.1.2 Técnicas de Meta-Modelação

O método da superfície de resposta (RSM) é uma ferramenta de optimização de problemas intrinsecamente ligado ao DOE, que permite criar funções matemáticas que aproximam o modelo real. Assim, apesar de superfície de resposta ser apenas uma aproximação matemática da realidade, essa função analítica obtida pode ser optimizada rapidamente, não havendo necessidade de realizar simulações adicionais para encontrar os parâmetros que minimizam a função objectivo, pelo que a utilização de um meta-modelo é muito vantajosa. Contudo se na fase do DOE o espaço de projecto for mal definido e tiver poucas amostras ou se os resultados obtidos forem bastante irregulares, a optimização a partir do meta-modelo pode ser uma má aproximação da realidade, originando resultados insatisfatórios. Outras técnicas de meta-modelação são: o método das redes neuronais e a técnica *Kriging* [23].

O método da superfície de resposta permite obter uma superfície que se apresenta da seguinte forma,

$$y = \hat{y} + \varepsilon \quad (4.5)$$

onde y é a resposta real, \hat{y} representa a resposta aproximada e ε é o erro associado à aproximação.

O termo referente à resposta aproximada pode ser obtido recorrendo à seguinte expressão.

$$\hat{y} = \beta_0 + \sum_{j=1}^k \beta_j x_j + \sum_{j=1}^k \beta_{jj} x_j^2 + \sum_{i=j-1}^k \sum_{j=2}^k \beta_{ij} x_i x_j \quad (4.6)$$

sendo que x representa as variáveis codificadas e os coeficientes β são os parâmetros necessários para construir a superfície de resposta.

Desta forma é possível definir a resposta aproximada de cada índice de lesão, de forma matricial, por $\hat{y} = X\beta$, sendo os coeficientes β obtidos pelo métodos dos mínimos quadrados, sendo X a matriz de projecto.

Para aplicar o método da superfície de resposta é necessário que exista um número mínimo de amostras n_{min} , que depende da quantidade de variáveis k e é dado por

$$n_{min} = \frac{(k+1)(k+2)}{2} \quad (4.7)$$

Assim, para o caso de duas variáveis, a matriz X , de dimensão $n \times n_{min}$, é representada por:

$$X = \begin{bmatrix} 1 & D_{11} & D_{12} & D_{11}^2 & D_{12}^2 & D_{11}D_{12} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & D_{n1} & D_{n2} & D_{n1}^2 & D_{n2}^2 & D_{n1}D_{n2} \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

onde o número de linhas corresponde às n amostras e as colunas correspondem aos coeficientes β .

Posteriormente é necessário calcular o vector dos coeficientes β , através do método dos mínimos quadrados. Esse vector é representado pela expressão 4.9.

$$\beta = [\beta_0 \quad \beta_1 \quad \beta_2 \quad \beta_{11} \quad \beta_{22} \quad \beta_{12}]^T \quad (4.9)$$

Pelo que é possível a resposta referente a cada índice de lesão, a partir das funções analíticas da superfície de resposta \hat{y} , recorrendo à expressão 4.10, na forma matricial dada por:

$$(X^T X)\beta = X^T \hat{y} \quad (4.10)$$

Capítulo 5

Resultados, Análise e Discussão

Neste capítulo serão apresentados os resultados de referência, obtidos anteriormente quer em ensaios experimentais quer em simulações numéricas já validadas, que serão utilizados como termo de comparação para os resultados obtidos neste estudo.

5.1 Resultados de Referência

5.1.1 Ensaio Experimental

De modo a ser possível utilizar os métodos numéricos é necessário proceder à validação prática dos modelos a reproduzir. Essa validação é feita recorrendo a ensaios experimentais previamente realizados.

Os resultados experimentais foram obtidos pela realização de dois ensaios (E1 e E2), nas mesmas condições, estando os resultados apresentados na tabela 5.1, assim como os valores para os respectivos limites para os índices de lesão. Como foi explicado anteriormente a lesão pode ser ligeira, grave ou crítica, sendo que uma lesão crítica pode levar à morte do passageiro. Assim, em termos de projecto, é considerado como valor de referência o limite grave do índice de lesão. Caso este limite não exista para um certo índice de lesão, deverá ser considerado o valor do limite ligeiro.

Analisando a tabela 5.1 é possível verificar que os limites para os índices de lesão nunca são excedidos. De notar que existe uma diferença nos resultados obtidos nos dois ensaios, ainda que se tenham feito todos os esforços para manter inalteradas as condições em que se realizaram os dois ensaios. Estas diferenças permitem mostrar a importância da precisão no posicionamento do *dummy*, tanto nos ensaios experimentais como nas simulações.

Tabela 5.1: Resultados do ensaio experimental

Região do Corpo	Índice de Lesão		Ensaio		Limite	
			E1	E2		
Cabeça	Resultante da Aceleração (3 ms)		482	561	784.8	[m/s ²]
	HIC ₁₅		256.8	268.7	500	
Pescoço	Força Axial		1070	850	2770	[N]
	Força de corte		1270	1300	1900	[N]
	Momento Flector		42.9	46.2	57	[N.m]
Tórax	Deformação do tórax		0	0	53.0	[mm]
	VC		0	0	0.50	
	Deslocamento do	D	5.4	4	16.0	[mm]
Membros Inferiores*	joelho	E	8.7	13.5	16.0	[mm]
	Carga uniaxial fémur	D	2380	2450	7600	[N]
		E	1980	2480	7600	[N]
	TI	D	0.24	0.16	1.30	
		E	0.42	0.70	1.30	
	Carga axial tíbia	D	1360	450	8000	[N]
		E	1000	560	8000	[N]

* D-Direito; E-Esquerdo

5.2 Modelo Numérico em *LS-DYNA*

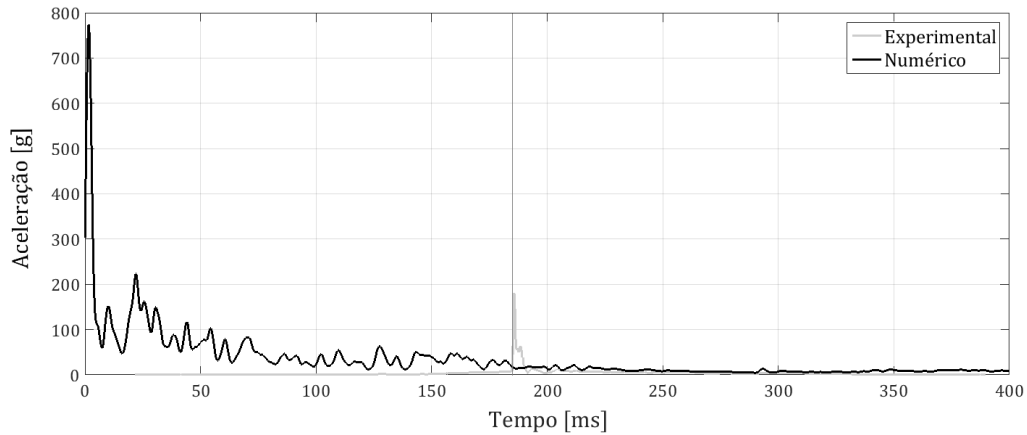
5.2.1 Simulação Inicial

Após o posicionamento do modelo do ocupante no banco de acordo com o ensaio experimental, foram realizadas as primeiras simulações, que revelaram um comportamento anómalo ao nível do peito do *dummy* (na versão simplificada do *Hybrid III*) durante a simulação. Após a análise dos resultados foram encontrados alguns problemas, como um valor elevado de energia de *hourglass* [24] quando comparado com a energia interna do sistema ou índices de lesão bastante diferentes dos obtidos experimentalmente. Nos gráficos da figura 5.1, onde estão representadas as curvas da aceleração resultante na cabeça e da força axial no pescoço, é possível observar que no início da análise, ainda antes do instante em que o *dummy* colide com o banco, existem picos de aceleração e força sem significado físico. Assim foi necessário proceder à alteração de alguns parâmetros da análise.

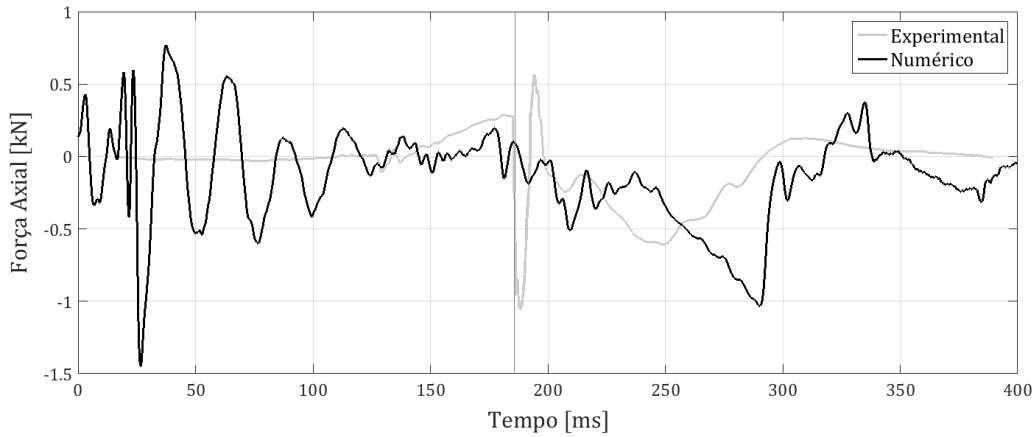
5.2.1.1 Alterações Efectuadas

De forma a identificar a causa do problema representado nos gráficos da figura 5.1, foram analisadas as partes que formam o tronco do *dummy*, tendo sido encontrada uma deformação excessiva na Parte 11000256, que está representada na figura 5.2b.

De seguida foram verificados todos os contactos associados a essa Parte, tendo sido detectada a existência de um contacto do tipo *CONTACT_AUTOMATIC_NODES_TO_SURFACE com outra Parte do tronco. Este é um tipo de contacto de uma direcção, ou seja, apenas é



(a) Aceleração resultante na cabeça



(b) Força axial no pescoço

Figura 5.1: Resultados análise inicial

verificada se existe penetração por parte do *master* nos nós definidos como *slave*. Pode ser apropriado utilizar contactos de uma direcção em corpos deformáveis quando uma malha refinada (*slave*) contacta com uma malha mais grosseira (*master*). No entanto todos os outros contactos estavam definidos por `*CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE`, que têm duas direcções, ou seja, é verificada a ocorrência de penetrações por parte do *slave* no *master* e vice-versa, como tal existe um tratamento simétrico e a definição da superfície *slave* e da superfície *master* pode ser arbitrária, uma vez que serão obtidos os mesmos resultados. Visto que este é o tipo de contacto recomendado para análises de colisões, o contacto inicialmente referido foi alterado para um contacto do tipo `*CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE` [25][26].

Com a alteração do tipo de contacto, a deformação da Parte 11000256 diminuiu. No entanto, no gráfico da figura 5.3a é possível observar que a energia interna da Parte atinge valores negativos durante a colisão. Para corrigir foram efectuadas as seguintes alterações: Desactivar o *shell thinning* (ISTUPD) em `*CONTROL_SHELL`, definir `TYPE=-2` para

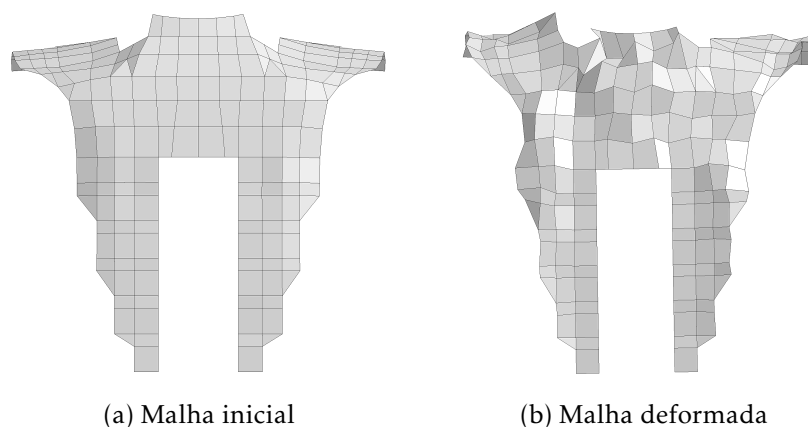


Figura 5.2: Parte 11000256

o *CONTROL_BULK_VISCOSITY e utilizar *DAMPING_PART_STIFFNESS com coeficiente de 0.01 [27]. Após a alteração dos parâmetros foram obtidas as curvas presentes no gráfico da figura 5.3b, sendo possível observar que a situação da energia interna negativa ficou corrigida.

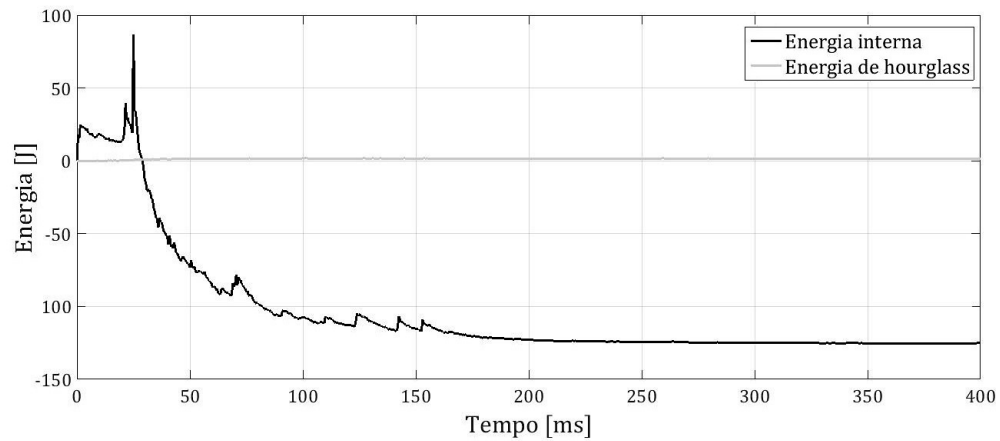
5.2.2 Resultados

O tempo de análise para efectuar a simulação de 410 ms foi de 4 horas, utilizando os 8 processadores lógicos do CPU i7-3820 de 3.60 GHz.

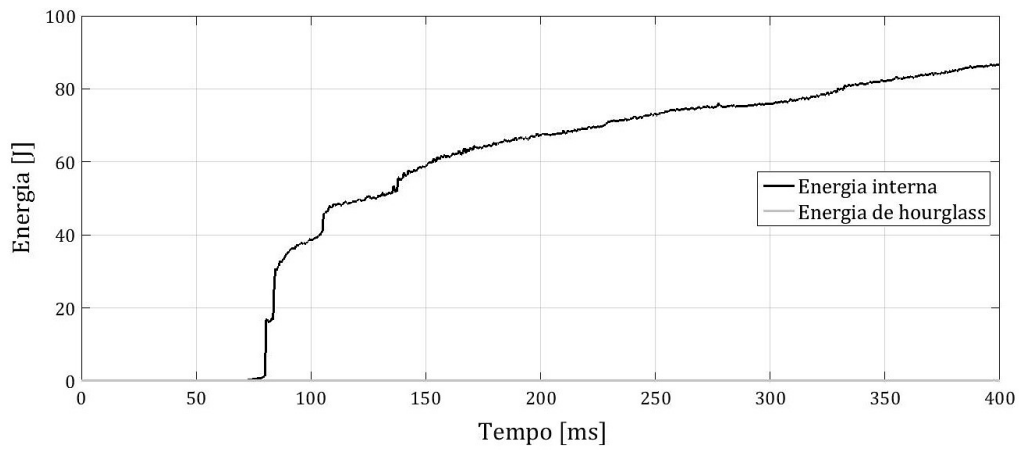
Na tabela 5.2 são apresentados os resultados obtidos numericamente e é feita a comparação com os resultados experimentais. Em primeiro lugar é possível verificar que todos os índices de lesão apresentam valores abaixo dos limites considerados. Analisando o desvio relativo entre os dois ensaios, verifica-se uma grande oscilação de valores. O índice de lesão da cabeça obtido numericamente é 16% superior ao valor experimental. No pescoço, a força de compressão apresenta um desvio inferior a 10% e o momento flector na extensão apresenta um desvio inferior a 20%, no entanto esse valor atinge os 112% para o momento flector na flexão e os 160% no caso da força de corte mínima. Nos membros inferiores o desvio varia entre 1.9%, para o deslocamento da articulação do joelho direito, e 148%, para a força de compressão no fémur esquerdo. De um modo geral é possível verificar que os valores para a perna direita aproximam-se mais dos valores experimentais do que os valores para a perna esquerda, excepto para a compressão na parte superior da tibia.

No gráfico da figura 5.4 estão sobrepostas as curvas da aceleração resultante do ensaio experimental e da simulação numérica, sendo possível verificar que estas são bastante semelhantes a apresentam o pico no mesmo instante temporal, no entanto a aceleração resultante do ensaio experimental é superior.

De modo a verificar a qualidade dos resultados é possível comparar a cinemática do modelo do passageiro durante os dois ensaios. Na figura 5.6 está representada a posição do



(a) Parâmetros iniciais



(b) Parâmetros alterados

Figura 5.3: Evolução da energia interna e da energia de *hourglass* da Parte 11000256 ao longo do tempo

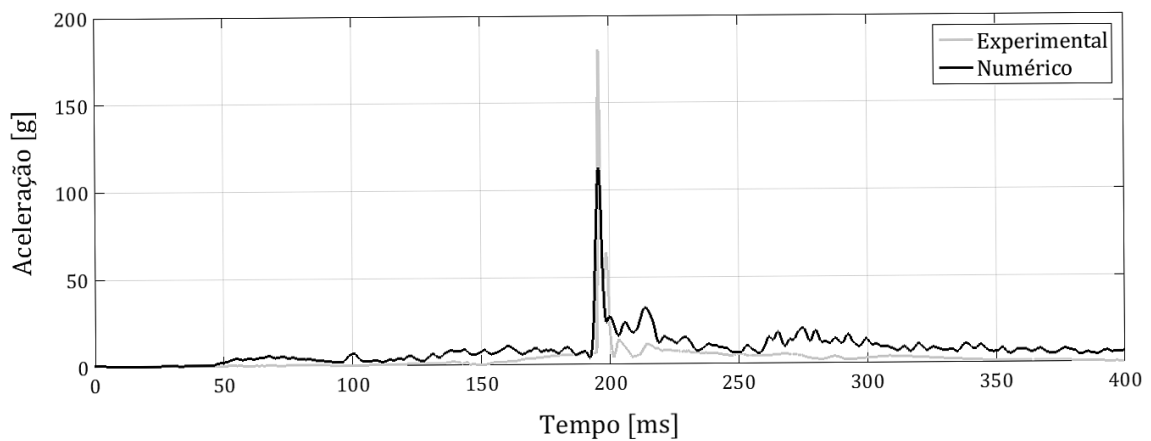


Figura 5.4: Resultante da aceleração na cabeça

Tabela 5.2: Resultados da simulação numérica em *LS-DYNA*

Índice de Lesão		Simulação Numérica	Ensaio Experimental		Desvio Relativo	
Cabeça						
HIC ₁₅		298.5	256.8		16.2	%
Pescoço						
Força de Corte (Max)		1.61	1.27	[kN]	26.8	%
Força de Corte (Min)		-0.13	-0.05	[kN]	160	%
Força de Tracção		1.05	0.60	[kN]	75	%
Força de Compressão		-1.01	-1.07	[kN]	-5.6	%
Momento Flector em Extensão		51.2	42.9	[N.m]	19.3	%
Momento Flector em Flexão		-34.3	-16.2	[N.m]	112	%
Membros Inferiores*						
Força de Tracção Fémur	D	0.87	0.14	[kN]	5.2	%
	E	0.05	0.07	[kN]	-28.6	%
Força de Compressão Fémur	D	-2.12	-2.38	[kN]	-10.9	%
	E	-4.92	-1.98	[kN]	148	%
Deslocamento do Joelho	D	-5.5	-5.4	[mm]	1.9	%
	E	-14.35	-8.7	[mm]	64.9	%
Compressão Tíbia (sup)	D	-0.75	-1.05	[kN]	-28.6	%
	E	-1.02	-0.82	[kN]	24.4	%
Compressão Tíbia (inf)	D	-1.18	-1.36	[kN]	-13.2	%
	E	-0.58	-1.0	[kN]	-42	%

* D-Direito; E-Esquerdo

dummy em quatro fases distintas, sendo possível verificar que a cinemática na simulação numérica é idêntica à observada no ensaio experimental, havendo apenas uma diferença ao nível do pé esquerdo.

Considerando as lesões na cabeça e no pescoço como sendo as principais causadoras de morte ou incapacitação, é também importante sobrepor graficamente os resultados os obtidos numericamente para os índices de lesão no pescoço, com os resultados experimentais. Nos gráficos da figura 5.6 é possível verificar que tanto a força de corte como o momento flector apresentam uma evolução ao longo do tempo semelhante nos dois ensaios, no entanto a curva da força axial obtida na simulação numérica apresenta algumas diferenças, sobretudo no momento do impacto com a cabeça no banco (≈ 200 ms), onde na curva experimental existe um pico de força de compressão no pescoço, o que não se verifica na curva numérica.

5.2.3 Cenário Almofadado

Como foi referido anteriormente, foi introduzida uma almofada na zona onde a cabeça embate, de modo a estudar as consequências dessa alteração nos índices de lesão na cabeça (HIC₁₅) e no pescoço (momento flector na extensão e força de corte), sendo possível observar na figura 5.7 que a introdução da almofada provoca uma elevada extensão no

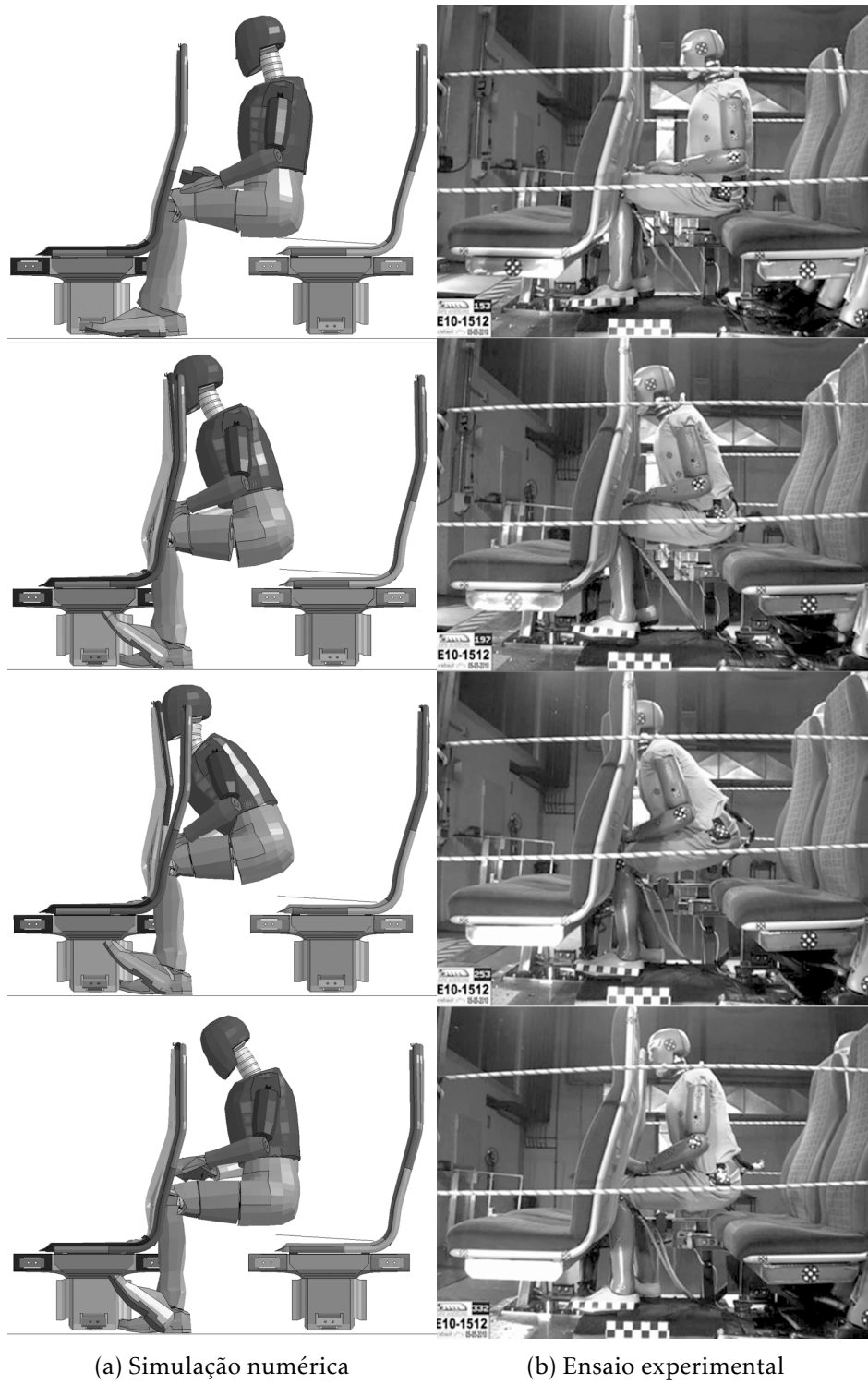
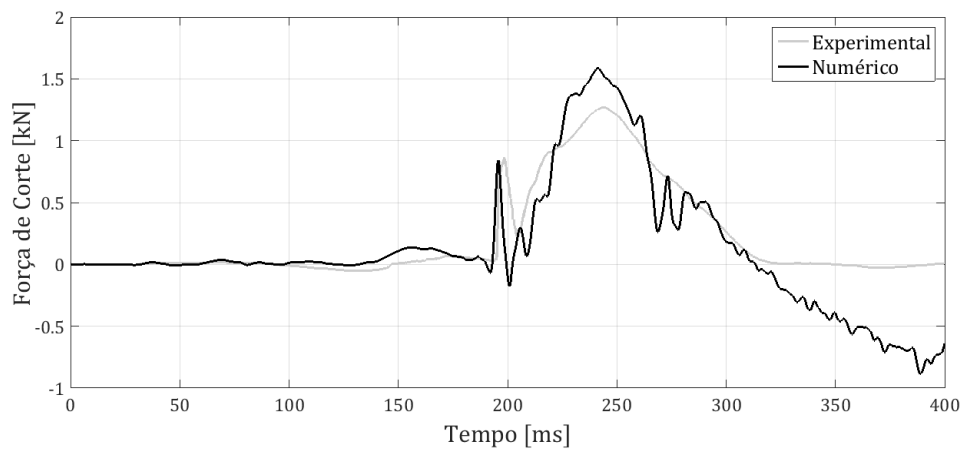
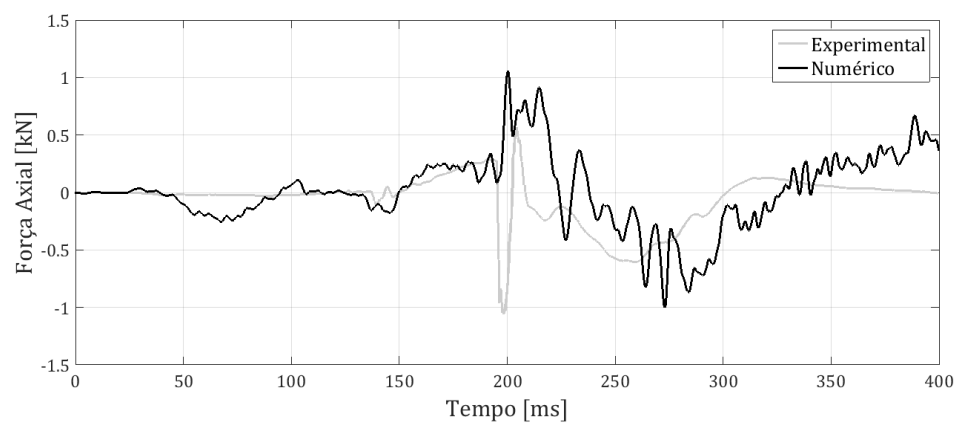


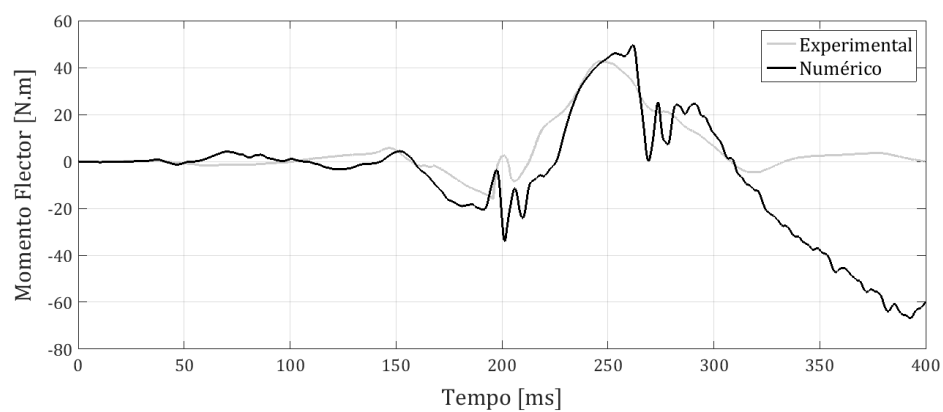
Figura 5.5: Posições do ATD durante a colisão



(a) Força de corte



(b) Força axial



(c) Momento flector

Figura 5.6: Índices de lesão no pescoço

pescoço. Foram realizadas simulações em *LS-DYNA* utilizando dois modelos computacionais distintos, um com a versão simplificada do *Hybrid III* e outro com a versão detalhada do mesmo modelo do ocupante, tendo os resultados obtidos sido comparados com os resultados de um modelo previamente desenvolvido em *MADYMO* e com os do cenário sem almofada. Nas tabelas 5.3, 5.4 e 5.5 são apresentados os resultados obtidos nas diferentes simulações. De notar que a introdução da almofada visa reduzir o HIC_{15} para um valor abaixo do limite ligeiro de lesão ($HIC_{15} = 150$) e, assim sendo, é possível desde logo observar que todos os valores obtidos nas simulações em *LS-DYNA*, em ambos os modelos, excedem esse limite. Como não existe no espaço de projecto qualquer ponto que satisfaça a condição de optimalidade $HIC_{15} < 150$, não se justifica continuar com o processo de optimização. Entre os valores obtidos após as simulações em *MADYMO* existem alguns que satisfazem esse objectivo, pelo que é possível tentar obter por um processo de optimização as dimensões para as variáveis de projecto que minimizam os índices de lesão em causa. Relativamente ao momento flector na extensão e à força de corte, cujos limites ligeiros são 47 N.m e 1900 N, respectivamente, todos os valores para esses índices obtidos nas simulações em *MADYMO* são inferiores ao limite ligeiro, ou seja, todos os pontos de projecto satisfazem essa condição, pelo que a minimização do HIC_{15} será o principal objectivo da optimização.

Tabela 5.3: Resultados do HIC obtidos com os diferentes modelos

Pontos	HIC_{15}		
	S1 ¹	S2 ²	S3 ³
1	230.6	— ⁴	95.53
2	253.1	232.5	101.7
3	249.7	— ⁴	189.1
4	301.5	241.2	190.3
5	275.9	213.1	95.80
6	222.3	226.6	128.2
7	264.9	243.1	178.2
8	298.1	234.3	214.4
9	257.1	229.6	147.5

¹ Simulação em *LS-DYNA* com a versão simplificada do *dummy*

² Simulação em *LS-DYNA* com a versão detalhada do *dummy*

³ Simulação em *MADYMO*

⁴ Valores não obtidos devido a erros na simulação numérica

Tabela 5.4: Resultados do momento flector no pescoço obtidos com os diferentes modelos

Pontos	Momento Flector na Extensão [N.m]		
	S1 ¹	S2 ²	S3 ³
1	30.96	– ⁴	31.55
2	49.33	37.04	25.46
3	46.03	– ⁴	18.63
4	29.45	31.45	21.84
5	55.11	32.75	45.36
6	44.04	29.81	17.43
7	49.21	35.58	16.59
8	34.50	27.61	24.92
9	39.48	26.26	21.47

¹ Simulação em *LS-DYNA* com a versão simplificada do *dummy*

² Simulação em *LS-DYNA* com a versão detalhada do *dummy*

³ Simulação em *MADYMO*

⁴ Valores não obtidos devido a erros na simulação numérica

Tabela 5.5: Resultados da força de corte no pescoço obtidos com os diferentes modelos

Pontos	Força de Corte [N]		
	S1 ¹	S2 ²	S3 ³
1	587.68	– ⁴	1438.95
2	1343.3	1962.1	1665.20
3	1592.8	– ⁴	1494.91
4	1732.4	2077.5	1671.73
5	1581.5	1863.1	1390.04
6	1579.4	1878.2	1484.60
7	1730.1	1963.5	1751.16
8	1565.1	1944.9	1614.24
9	1586.5	1969.6	1574.86

¹ Simulação em *LS-DYNA* com a versão simplificada do *dummy*

² Simulação em *LS-DYNA* com a versão detalhada do *dummy*

³ Simulação em *MADYMO*

⁴ Valores não obtidos devido a erros na simulação numérica

5.2.4 Processo de Optimização

Em primeiro lugar é necessário obter as superfícies de resposta de cada índice de lesão. Para tal foi utilizada a ferramenta *Curve Fitting* presente na *toolbox* do *Matlab*, tendo sido obtidas as seguintes funções analíticas, expressas nas equações 5.1, 5.2 e 5.3, que definem as respectivas superfícies de resposta.

$$HIC(\mathbf{x}) = 450.4 - 76.71x_1 - 8.52x_2 + 65.7x_1^2 + 0.01583x_2^2 + 2.215x_1x_2 \quad (5.1)$$

$$Momento\ Flector(\mathbf{x}) = -516.6 + 1382x_1 - 3.857x_2 - 658.2x_1^2 + 0.08199x_2^2 - 4.11x_1x_2 \quad (5.2)$$

$$Força\ de\ Corte(\mathbf{x}) = 5033 - 9975x_1 + 19.09x_2 + 5784x_1^2 - 0.4412x_2^2 + 21.84x_1x_2 \quad (5.3)$$

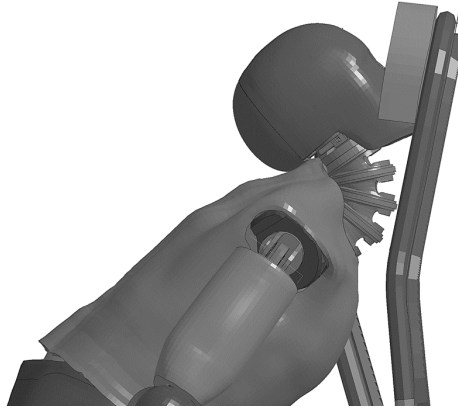


Figura 5.7: Representação da extensão do pescoço durante a colisão

5.2.4.1 Optimização Não-linear Constrangida

De modo a formular o problema de optimização foi necessário definir a função objectivo, assim como identificar todos os constrangimentos. Sendo o principal objectivo a redução do índice de lesão na cabeça, a função de resposta do HIC foi definida como função objectivo do problema ($f(\mathbf{x})$), estando a sua formulação matemática apresentada em 5.4,

$$\begin{aligned} \min \quad & f(\mathbf{x}) \\ \text{s. a} \quad & g_1(\mathbf{x}) < 47 \\ & g_2(\mathbf{x}) < 1900 \\ & 0.81 \leq x_1 \leq 0.99 \\ & 37.5 \leq x_2 \leq 62.5 \end{aligned} \quad (5.4)$$

onde $g_1(\mathbf{x})$ e $g_2(\mathbf{x})$ são as funções de resposta do momento do flector no pescoço na extensão e a força de corte no pescoço, respectivamente.

O problema de optimização foi resolvido com recurso à ferramenta *optimization tool* presente na *toolbox* do *Matlab* e o *solver* escolhido foi o *fmincon*, que utilizou o *sequential quadratic programming* (SQP) como algoritmo de optimização. Assim foi obtido o ponto $(x_1, x_2) = [0.81, 62.5]$ como solução óptima do problema. Substituindo esses pontos na função de resposta dos índices de lesão, foi obtido um valor de 72.653 para o HIC, 42.117 N.m para o momento flector no pescoço e 1323.51 N para a força de corte no pescoço.

5.2.4.2 Optimização Multi-objectivo com Algoritmo Genético

No processo de optimização realizado anteriormente, a minimização da função de resposta do HIC foi definida como o único objectivo do problema, sendo que a função de resposta dos restantes índices serviu apenas como constrangimento para o problema.

Neste caso foi realizada uma optimização multi-objectivo, que permitiu obter um conjunto de soluções, o mais próximo possível da Frente de Pareto.

O algoritmo genético multi-objectivo foi implementado com a função *gamultiobj* do *Matlab*. O tamanho da população utilizado é 15 vezes superior ao número de variáveis, ou seja, 30 para o problema em estudo. A reprodução é feita por *scattered crossover* com um rácio de 95%, sendo introduzido um rácio de migração de 5%. A Frente de Pareto é outro parâmetro que mantém a população dentro de uma fracção definida, que neste caso é 35% [22].

Este problema de optimização foi resolvido a partir da função analítica da superfície de resposta dos índices de lesão, apresentadas nas expressões 5.1, 5.2 e 5.3. O algoritmo parou após várias gerações, que foram consideradas suficientes para caracterizar os indivíduos que formam a Frente de Pareto, que estão representados na tabela 5.6, juntamente com os respectivos valores para os índices de lesão. Devido à impossibilidade de impor restrições ao algoritmo, de modo a evitar que os limites de lesão considerados sejam excedidos, torna-se necessário verificar se todos os limites foram cumpridos e, caso contrário, descartar os projectos que violam essa condição, sendo que os valores dos critérios de lesão que excedem os limites considerados estão assinalados a negrito na tabela 5.6. Entre os projectos admissíveis foi escolhido aquele que minimiza o HIC, estando essa linha representada a itálico na mesma tabela.

Ambos os algoritmos de optimização identificaram o ponto $(x_1, x_2) = [0.81, 62.5]$ como sendo aquele que minimiza o critério de lesão na cabeça. Assim, foi realizada uma nova simulação no modelo numérico em *MADYMO* utilizando os pontos de projecto obtidos no processo de optimização. Os resultados obtidos estão representados na tabela 5.7, juntamente com a comparação com o resultado obtido através das funções da superfície de resposta dos índices em estudo. Analisando os resultados é possível verificar que desvio entre os resultados obtidos com recurso à função analítica da superfície de resposta dos

Tabela 5.6: Pontos da Frente de Pareto e correspondentes índices de lesão

t_1 [mm]	t_2 [mm]	HIC ₁₅	Força de Corte no Pescoço [N]	Momento Flector no Pescoço [N.m]
0.810	43.819	166.90	1512.66	13.516
0.989	49.796	162.83	1759.07	15.146
0.810	60.958	80.013	1350.73	37.590
0.810	62.498	72.776	1323.94	42.037
0.810	51.515	126.73	1472.01	18.368
0.810	59.318	87.928	1377.45	33.202
0.810	54.525	111.54	1441.90	22.907
0.989	48.984	166.70	1761.41	15.004
0.810	48.796	140.71	1492.34	15.544
0.810	60.958	80.013	1350.73	37.590
0.810	59.349	87.776	1376.96	33.281
0.810	57.040	99.057	1410.60	27.840
0.810	54.587	111.22	1441.19	23.017
0.810	54.525	111.54	1441.90	22.907
0.810	43.819	166.90	1512.66	13.516
0.810	51.515	126.73	1472.01	18.368
0.810	62.500	72.669	1323.58	42.124
0.810	57.009	99.249	1411.18	27.793

Tabela 5.7: Comparação entre os valores obtidos com o modelo numérico e com a superfície de resposta

Critério de Lesão	MADYMO	Superfície de Resposta	Desvio Relativo [%]
HIC ₁₅	76.030	72.653	4.65
Força de Corte no Pescoço [N]	1424.09	1323.51	7.60
Momento Flector no Pescoço [N.m]	41.394	42.117	-1.72

índices de lesão e os resultados da simulação numérica é inferior a 10% para os três índices de lesão apresentados, sendo que para o momento flector no pescoço o desvio entre os valores é de apenas 1.72%.

Capítulo 6

Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste trabalho foi utilizada uma versão simplificada do modelo numérico do ocupante que permitiu reduzir substancialmente o tempo de análise, tendo sido obtidos resultados aceitáveis ao nível dos critérios de lesão mais importantes, que são o HIC, a força de corte no pescoço e o momento flector na extensão do pescoço. De modo a melhorar os resultados foram efectuadas várias alterações no *dummy*, sobretudo ao nível do peito e dos membros inferiores, de forma a tentar reduzir a energia de *hourglass* do sistema.

Posteriormente foi introduzida uma almofada na zona contra a qual a cabeça do passageiro embate, de forma a tentar reduzir o índice de lesão na cabeça. Utilizando uma estratégia de *design of experiments* foram definidos os 9 pontos de projecto necessários para a obtenção da expressão matemática da superfície de resposta dos índices de lesão na cabeça e no pescoço. Após a realização de várias análises constatou-se que a introdução da almofada provocou várias instabilidades no modelo numérico do ocupante, afectando de forma negativa os resultados obtidos. Assim, houve a necessidade substituir a versão simplificada do *dummy* pela versão detalhada, sendo que esta alteração provocou um aumento no tempo de análise de 8 para 35 horas. Ao realizar as simulações com esta versão do ATD, verificou-se que os resultados obtidos iam contra o esperado, uma vez que o valor do HIC, apesar de ter diminuído quando comparado com o valor de referência, se manteve acima do limite ligeiro de lesão para todos os pontos de projecto (de notar que existem dois pontos para os quais não foram obtidos resultados devido erros na simulação numérica). A razão de terem sido obtidos resultados para o HIC acima do limite ligeiro de lesão, pode ser um erro na definição dos parâmetros da curva de extensão-tensão que define a espuma da almofada, pelo que uma proposta de trabalho futuro será analisar mais detalhadamente o modelo numérico da almofada.

Assim, foi tomada a decisão de se utilizar um modelo numérico previamente desenvolvido em *MADYMO*, que permitiu obter valores para o índice de lesão na cabeça abaixo do limite ligeiro de lesão. A partir dos valores do HIC, do momento flector do pescoço na extensão e da força de corte no pescoço, foi possível obter as superfícies de resposta para esses índices de lesão. De seguida, as funções obtidas foram utilizadas para realizar um processo de optimização, tendo sido utilizados dois algoritmos distintos. Após finalizado

o processo de optimização foram encontrados os valores para as variáveis de projecto que minimizam o valor do HIC sem comprometerem os valores para os critérios de lesão no pescoço, tendo sido obtidos valores iguais por ambos os algoritmos. Foi realizada uma nova simulação no *MADYMO*, com os novos parâmetros de projecto, tendo sido obtidos resultados que apresentam um baixo desvio relativo, quando comparados com aqueles que foram obtidos a partir das funções matemáticas que definem a superfície de resposta dos índices de lesão.

Devido ao elevado tempo de análise no *LS-DYNA*, para o modelo detalhado, torna-se inviável corrigir o modelo numérico da almofada por um processo iterativo, uma vez que é necessário aguardar cerca de 35 horas entre cada simulação. Deste modo é fundamental tentar realizar as simulações com a versão simplificada do *dummy* sendo que essa uma proposta de trabalho futuro.

Outra forma de reduzir o tempo é dividindo a análise em várias partes. Dado que o período tempo que precede o contacto entre o *dummy* e o assento à sua frente é igual em todas as simulações, existe a possibilidade de guardar essa informação após a primeira análise e realizar as restantes apenas a partir de momento.

Podem também ser introduzidas outras alterações estruturais no projecto do assento da carruagem como a introdução de um mecanismo fusível de modo a que o banco se mantenha na posição deformada, evitando que o banco atinja a cabeça do ocupante quando restitui à sua posição original. Seria também interessante estudar os efeitos causados pela realização de algumas alterações ao nível dos materiais utilizados na estrutura do banco.

Por fim resta concluir que o transporte ferroviário é relativamente seguro uma vez que todos os índices de lesão se encontram abaixo do limite grave de lesão. No entanto é importante continuar a estudar formas inovadoras de aumentar a segurança passiva dos passageiros.

Bibliografia

- [1] H. De Haven. “Mechanical analysis of survival in falls from heights of fifty to one hundred and fifty feet”. Em: *Injury Prevention* 6.1 (2000), 62–b–68. ISSN: 13538047. DOI: 10.1136/ip.6.1.62-b. URL: <http://ip.bmj.com/cgi/doi/10.1136/ip.6.1.62-b>.
- [2] J. P. Stapp. “Human tolerance to deceleration”. Em: *The American Journal of Surgery* (1957). DOI: 10.1016/0002-9610(57)90540-8.
- [3] M. Carvalho, J. Milho, J. Ambrosio e N. Ramos. “Railway occupant passive safety improvement by optimal design”. Em: *International Journal of Crashworthiness* 22.6 (2017), pp. 624–634. ISSN: 17542111. DOI: 10.1080/13588265.2016.1221332.
- [4] TRAINCOL. *Advanced design of crash fail-safe train structures under service and impact conditions*. European Project Contract nº BE-3385-89, 1991.
- [5] M. Pereira, J. A. C. Ambrósio e J. Dias. “Crashworthiness Analysis and Design Using Rigid — Flexible Multibody Dynamics with Application to Train Vehicles”. Em: 687.April 1996 (1997), pp. 655–687.
- [6] SAFETRAIN. *Train Crashworthiness for Europe: Railway Vehicle Design and Occupant Protection*. European Project Contract nº BE96-3092, 1997.
- [7] R. A. Oprea. “A constrained motion perspective of railway vehicles collision”. Em: *Multibody System Dynamics* 30.1 (2013), pp. 101–116. ISSN: 13845640. DOI: 10.1007/s11044-013-9368-5.
- [8] SAFEINTERIORS. *Train Interior Passive Safety for Europe*. European Project Contract nº TST5-CT-2006-031260, 2006.
- [9] N. Yoganandan e A. M. Nahum. *Accidental Injury: Biomechanics and Prevention*. Third Ed.. Springer, 2015, pp. 1–851. ISBN: 9781493917327. DOI: 10.1007/978-1-4939-1732-7.
- [10] M. Carvalho, A. Martins e J. Milho. “Validation of a railway inline seating model for occupants injury biomechanics”. Em: *International Journal of Crashworthiness* 23.3 (2018), pp. 328–335. ISSN: 17542111. DOI: 10.1080/13588265.2017.1328651. URL: <https://doi.org/10.1080/13588265.2017.1328651>.
- [11] A. Martins. “Análise de Modelos Numéricos para a Simulação do Interior de uma Carruagem em Condições de Impacto”. Tese de mestrado. FCT-UNL, 2016.

- [12] K.-U. Schmitt, P. Niederer, M. Muser e F. Walz. *Trauma Biomechanics: Accidental Injury in Traffic and Sports*. Second Ed. Springer, 2007. ISBN: 9783540738725.
- [13] Hertz. "A note on the head injury criterion (HIC) as a predictor of the risk of skull fracture". Em: *37th Annual Proceedings of the AAAM*. 1993.
- [14] W Goldsmith e A. Ommaya. "The biomechanics of impact trauma". Em: ed. por B. Aldman e A. Chapon. Elsevier Science Publishers Amsterdam, 1984. Cap. Head and neck injury criteria and tolerance levels, pp. 149–187.
- [15] J. Wismans, E. Janssen, M. Beusenberg, W. Koppens e H. Lupker. *Injury Biomechanics: Course Notes*. Second Ed. Eindhoven University of Technology, 1994.
- [16] S Kleiven. "A Parametric Study of Energy Absorbing Foams for Head Injury Prevention". Em: *The 20th ESV Conference Proceedings 07 (2007)*, pp. 1–12. ISSN: 1098-6596. DOI: 10.1017/CB09781107415324.004. arXiv: arXiv:1011.1669v3. URL: <http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/nrd-01/esv/esv20/07-0385-0.pdf>.
- [17] T. Maldonado. "Optimização da Segurança de Passageiros de Comboios em Condições de Impacto". Tese de mestrado. FCT-UNL, 2016.
- [18] *Crash Test Dummies*. www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/. Accessed: 2018-09-20.
- [19] T. A. Burkhart, D. M. Andrews e C. E. Dunning. "Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue". Em: *Journal of Biomechanics* (2013). DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.03.022.
- [20] D. Flanagan e T. Belytschko. "A Uniform Strain Hexahedron and Quadrilateral with Orthogonal Hourglass Control". Em: *International Journal for Numerical Methods in Engineering* 17 (1981), pp. 679–706.
- [21] A.-b. Ryberg, R. D. Bäckryd e N. Larsgunnar. "Metamodel-Based Multidisciplinary Design Optimization for Automotive Applications". Em: *Linköping University - Division of Solid Mechanics: Technical Report September (2012)*, p. 103. DOI: LIU-IEI-R-12/003.
- [22] M. Carvalho, J. Milho e J. Ambrósio. "Identification of the Optimal Railway Vehicle Interior Model for Passive Safety Improvement". Em: *J. Pombo, (Editor), Proceedings of the Third International Conference on Railway Technology: Research, Development and Maintenance, Civil-Comp Press, Stirlingshire, UK, Paper 313 (2016)*. DOI: 10.4203/ccp.110.313.
- [23] Cavazzuti. *Optimization Methods: From Theory to Design*. January 2013. 2013. ISBN: 9783642311864. DOI: 10.1007/978-3-642-31187-1.
- [24] LS-DYNA Support. *Hourglass*. <http://www.dynasupport.com/howtos/element/hourglass>. Accessed: 2018-09-22.

- [25] LS-DYNA Support. *Contact Types*. <https://www.dynasupport.com/tutorial/contact-modeling-in-ls-dyna/contact-types>. Accessed: 2018-09-22.
- [26] LS-DYNA Support. *Contact Energy*. <https://www.dynasupport.com/howtos/general/contact-energy>. Accessed: 2018-09-22.
- [27] LS-DYNA Support. *Internal Energy*. <https://www.dynasupport.com/howtos/general/internal-energy>. Accessed: 2018-09-22.

